



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica - FEELT
Curso de Engenharia Biomédica

Nyalla Maria do Valle Alves

**Desenvolvimento de Protótipo de Dispositivo
para Avaliação de Espasticidade**

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS
2017



Universidade Federal De Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica - FEELT
Curso De Engenharia Biomédica

Desenvolvimento de Protótipo de Dispositivo para Avaliação de Espasticidade

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão do Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins
Naves

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS
2017

À Deus, minha mãe, Pedro, Sophia, Aline e
Vô Hélio.

Agradecimentos

Agradeço a Deus pela orientação, discernimento e por todas as bênçãos concebidas ao longo desses cinco anos de curso. À Maria por me proteger em todos os momentos estando tão longe de casa.

A minha amada mãe pelo amor e apoio incondicional, seus ensinamentos e sua dedicação que me fazem querer ser uma pessoa melhor a cada dia.

À Pedro e Sophia pelo carinho, força e motivação. À minha prima Aline por ter sido a ponte a área acadêmica. Aos meus tios Nayra e Magno por toda confiança e afeto. À minha Vó Efigênia por todas orações e aos familiares e amigos pela torcida.

À Isa, Camille e Andressa pela força e apoio.

Aos queridos amigos Paulo, Eduardo, Douglas, Yuran e Otávio por compartilharem alegrias, tristezas e conhecimentos ao longo destes anos.

Às migas por todo apoio e amor: Laura, Luanne, Lauri, Nora, Mel e Nati

Ao André por toda solicitude e paciência.

Àqueles que de modo direto ou indireto contribuíram para que este trabalho fosse possível: Alcimar, Rafael, Carlos, Hermano, Rubinho, Claudemir, Vinícius e Mariana.

“O correr da vida embrulha tudo.

A vida é assim: esquentada e esfria,

aperta e daí afrouxa,

sosega e depois desinquieta.

*O que ela quer da gente é **coragem**”*

Guimarães Rosa

Resumo

A espasticidade é uma disfunção neuromotora que acomete cerca de 12 milhões de pessoas em todo mundo. Lance define o transtorno como o aumento, a depender da velocidade, do reflexo de estiramento tônico. A escala atualmente utilizada para mensuração da desordem motora, apesar de subjetiva, é a escala de Ashworth. Diversos métodos foram propostos, ao longo dos anos, para diagnóstico e estabelecimento de parâmetros que possibilitassem a avaliação da eficácia terapêutica da espasticidade. Dentre eles, o conceito de Limiar do Reflexo de Estiramento Tônico (LRET), proposto por Levin e Feldman que requerem dados para definição da velocidade do movimento e a atividade elétrica muscular do mesmo do membro em análise. Assim, o objetivo desse trabalho foi desenvolver um dispositivo para aquisição dos parâmetros necessários para avaliação da espasticidade, baseado no conceito de Levin e Feldman. Projetou-se então eletromiógrafo e eletrogoniômetro capazes de fornecer as medidas indispensáveis a aplicação do método.

O sinal mioelétrico a ser captado apresentou deformações decorrentes de falhas na placa de circuito eletrônico projetada. De outra parte, obteve-se a amplitude do movimento articular que apresentou intercorrências para pequenos valores angulares.

Palavras chave: Espasticidade, Limiar do Reflexo de Estiramento, Avaliação da espasticidade, Dispositivo, Eletromiógrafo, Eletrogoniômetro

Abstract

Spasticity is a neuromotor dysfunction that affects about 12 million people worldwide. Lance defines this disorder as the increase, depending on the speed, of the tonic stretch reflexes. The currently scale used to measure this motor disorder, although subjective, is the Ashworth scale. Several methods have been proposed, over the years, for the diagnosis and the establishment of parameters that allow the evaluation of the therapeutic efficacy of spasticity. Among them, the concept of Threshold of the Reflex of Tonic Stretch (TSRT), proposed by Levin and Feldman, that requires data to define the speed of movement and the muscular electrical activity of the same member under analysis. Thus, the objective of this work is to develop a device that acquires the necessary parameters for spasticity evaluation, based on the concept of Levin and Feldman. It was then designed a electromyograph and a electrogoniometer, capable of providing the necessary measurements of the method applied.

The myoelectric signal to be detected showed deformations due to failures in the projected electronic circuit board. On the other hand, the amplitude of the joint movement that presented interferences for small angular values was obtained.

Keywords: Spasticity, Stretch Reflex Threshold, Spasticity Assessment, Device, Electromyograph, Electrogoniometer

Sumário

Lista de Figuras	10
Lista de Tabelas	12
Introdução	14
1.1 Objetivo Geral.....	15
1.2 Objetivos específicos	15
Referencial Teórico	16
2.1 Espasticidade	16
2.3 Eletromiografia	19
2.3.1 Biopotenciais	19
2.3.2 Processo de contração muscular	21
2.3.2.1 Músculo Estriado Esquelético	22
2.3.2.2 Unidade Motora.....	24
2.3.2.3 Potencial de ação na Unidade Motora	26
2.3.3 Características do sinal Mioelétrico	28
2.3.4 Aquisição do sinal Mioelétrico.....	28
2.3.4.1 Eletrodo de Captura	30
2.3.4.2 Eletrodo de Referência	30
2.3.4.2 Disposição dos eletrodos	31
2.3.5 Eletromiógrafo.....	32
2.3.5.1 Hardware	33
2.3.5.1.1 Estágio de pré-condicionamento	33
2.3.5.1.2 Estágio de condicionamento.....	33
A) Amplificador de instrumentação.....	34
B) Filtro passa-alta passivo	35
C) Amplificador de ganho de tensão	35
D) Filtros ativos	37
E) Conversão analógico/digital	40
2.4 Goniômetro	40
Materiais e Métodos	43
3.1 Eletromiógrafo	44
3.1.1 Estágio de Pré-condicionamento	44
3.1.2 Fonte de Alimentação	45
3.1.3 Estágio de Condicionamento	46
3.1.3.1 Amplificador de instrumentação	46

3.1.3.2 Filtro Passa-Alta Passivo	47
3.1.3.3 Amplificador de ganho de tensão	48
3.1.3.4 Estágio de ganho controlável.....	49
3.1.3.5 Filtro Passa-Alta Ativo	51
3.1.3.6 Filtro Passa-Baixa Ativo (Filtro Anti-Aliasing)	52
3.1.4 Conversão analógica/digital	53
3.2 Eletrogoniômetro	54
Resultados e Discussão.....	56
4.1 Eletromiógrafo	56
4.2 Eletrogoniômetro.....	61
Conclusão	65
Trabalhos Futuros	66
Referências	67
APÊNDICE A – Diagrama de etapas do eletromiógrafo	72
APÊNDICE B – Layout da placa impressa	73
APÊNDICE C – Circuito alternativo em placa de teste	74

Lista de Figuras

FIGURA 1. REGRESSÃO LINEAR APLICADA PARA OBTENÇÃO DO LRET A PARTIR DE AMOSTRAS DE LRED.	18
FIGURA 2. ESTÁGIOS DO POTENCIAL DE AÇÃO.	21
FIGURA 3. ESTRUTURAS MÚSCULO ESTRIADO ESQUELÉTICO.	22
FIGURA 4. MIOFIBRILAS DO MÚSCULO ESTRIADO ESQUELÉTICO.	23
FIGURA 5. UNIDADE MOTORA.	25
FIGURA 6. TETANIZAÇÃO.....	26
FIGURA 7. REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DA GERAÇÃO DE MUAP	26
FIGURA 8. FORMAÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO A PARTIR DOS MUAPTS DAS UNIDADES MOTORAS	27
FIGURA 9. ELETRODO DE REFERENCIA	30
FIGURA 10. POSICIONAMENTO DE ELETRODOS. ELETRODO SUPERIOR: ZONA DE INERVAÇÃO; ELETRODO INFERIOR: JUNÇÃO MIOTENDINOSA E ELETRODO NO CENTRO À DIREITA; EXTREMIDADE LATERAL DO MÚSCULO	31
FIGURA 11. AMPLIFICADOR OPERACIONAL DISPOSTO NA CONFIGURAÇÃO INVERSORA.....	36
FIGURA 12. AMPLIFICADOR OPERACIONAL DISPOSTO NA CONFIGURAÇÃO NÃO-INVERSORA.	37
FIGURA 13. CURVA DE RESPOSTA EM AMPLITUDE PARA FILTROS ATIVOS DO TIPO CHEBYSHEV E BUTTERWORTH	38
FIGURA 14. CURVA DE RESPOSTA EM DEFASAMENTO PARA FILTROS ATIVOS DO TIPO BUTTERWORTH PARA DIFERENTES QUANTIDADES DE POLOS.....	39
FIGURA 15. AMPLITUDE DE MOVIMENTO DO MEMBRO SUPERIOR NOS PLANOS CARTESIANOS.....	41
FIGURA 16. DIAGRAMA DE BLOCOS SIMPLIFICADO DO DISPOSITIVO DESENVOLVIDO.	43
FIGURA 17. ELETRODOS DE AQUISIÇÃO DE CLORETO DE PRATA DESCARTÁVEIS.....	44
FIGURA 18. CABOS COM MALHA INTERNA PARA CONDUÇÃO DO SINAL EMG ATÉ A ENTRADA DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO.	44
FIGURA 19. ESTÁGIO DE ALIMENTAÇÃO.....	46
FIGURA 20. DISPOSIÇÃO DOS COMPONENTES NO ESTÁGIO DE ENTRADA DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DO SINAL MIOELÉTRICO.	47
FIGURA 21. FILTRO PASSIVO PASSA-ALTA.....	48
FIGURA 22. ESTÁGIO DE GANHO DE TENSÃO FIXO.....	49
FIGURA 23. ESTÁGIO DE GANHO CONTROLÁVEL.	51
FIGURA 24. FILTRO PASSA-ALTA ATIVO TOPOLOGIA SALLÉN-KEY, BUTTERWORTH DE TERCEIRA ORDEM PROJETADO	52

FIGURA 25. FILTRO PASSA-BAIXA (ANTI-ALASING) ATIVO TOPOLOGIA SALLLEN-KEY, BUTTERWORTH DE TERCEIRA ORDEM PROJETADO	53
FIGURA 26. VISTA SUPERIOR DO ELETROGONIÔMETRO PROJETADO EM ACRÍLICO	54
FIGURA 27. VISTA LATERAL.	54
FIGURA 28. PLACA ELETRÔNICA PARA CONDIACIONAMENTO DE SINAL DE EMG DE UM CANAL.	56
FIGURA 29. SINAL DE ENTRADA CONHECIDO ESTABELECIDO POR MEIO DO GERADOR DE FUNÇÕES.	57
FIGURA 30. SINAL CAPTADO NA SAÍDA DO ESTÁGIO DA FONTE DE ALIMENTAÇÃO.	57
FIGURA 31. TENSÃO DE SAÍDA DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO.....	58
FIGURA 32. TENSÃO DE SAÍDA ADQUIRIDA NO ESTÁGIO DE GANHO FIXO.....	58
FIGURA 33. CIRCUITO ALTERNATIVO ESTABELECIDO EM PLACA DE TESTE.	59
FIGURA 34. ELETROGONIÔMETRO PROJETADO.	61
FIGURA 35. GONIÔMETRO UNIVERSAL UTILIZADO PARA COMPARAÇÃO DE AMPLITUDE ANGULAR E O VALOR MOSTRADO PELO ARDUINO.....	62
FIGURA 36. INTERFACE OBTIDA PARA ESTABELECIMENTO DA COMUNICAÇÃO SERIAL COM O ARDUINO E PLOTAGEM DA VARIAÇÃO DA AMPLITUDE ANGULAR.	64

Lista de Tabelas

TABELA 1: TABELA DE COMPARAÇÃO ENTRE VALORES ANGULARES FORNECIDOS PELO GONIÔMETRO UNIVERSAL E VALORES LIDOS NA PORTA ANALÓGICA DO ARDUINO ..	62
TABELA 2: COMPARAÇÃO ENTRE OS 3 MÉTODOS PARA CONVERSÃO DO VALOR ANALÓGICO LIDO PELO ARDUINO E AMPLITUDE ANGULAR EQUIVALENTE UTILIZANDO GONIÔMETRO UNIVERSAL	63
TABELA 3: VARIÂNCIA DO ERRO ENTRE O VALOR REAL E O OBTIDO PARA CADA UM DOS MÉTODOS PROPOSTOS	63

Lista de Siglas

A/D: Analógico/Digital

ADM: Amplitude do Movimento Articular

AVE: Acidente Vascular Encefálico

ATP: Adenosina Trifosfato

CI: Circuito Integrado

DC: Corrente Direta

EMG: Eletromiografia

IDE: *Integrated Development Environment*

LRED: Limiar de Reflexo de Estiramento Dinâmico

LRET: Limiar de Reflexo de Estiramento Tônico

LSB: *Least Significant Bit*

MUAP: *Motor Unit Action Potential*

MUAPT: *Motor Unit Action Potential Train*

RMCC: Razão de Rejeição em Modo Comum

SMD: *Surface Mount Device*

SME: Sinal Mioelétrico

SNC: Sistema Nervoso Central

Introdução

Estima-se que cerca de 12 milhões de pessoas no mundo são acometidas por uma disfunção neurológica denominada espasticidade. Este distúrbio motor é evidenciado pelo aumento, a depender da velocidade, do reflexo de estiramento tônico com exarcebação dos reflexos tendinosos (LANCE, 1980). Tal transtorno é geralmente vinculado a lesões do sistema nervoso central (SNC), tais como acidente vascular encefálico (AVE), encefalomielite, lesão traumática na cabeça e coluna vertebral, paralisia cerebral, entre outros (WISSEL, 2000). O potencial comprometimento da função motora do indivíduo acarreta impactos que afetam desde atividades diárias à esfera econômica (MAHONEY, 2002).

A quantificação da espasticidade justifica-se, além de fins diagnósticos, estabelecer parâmetros que possibilitem avaliar a eficácia terapêutica de um tratamento (SIMPSON, 1996). De modo geral, a escolha da abordagem terapêutica para as síndromes do neurônio motor superior, como a espasticidade, é um grande desafio, uma vez que as técnicas disponíveis são insatisfatórias quanto a sensibilidade, especificidade e reprodutibilidade (SIMPSON, 1996). O padrão-ouro para avaliação na prática clínica, atualmente, apesar de subjetiva, é a escala original e modificada de Ashworth (LEVIN, 2005). A escala é questionável quanto sua confiabilidade visto que o escore obtido é subjetivo a depender da experiência do avaliador que aplica o método (KIM, 2011).

O conceito teórico para mensuração de espasticidade utilizado neste trabalho é do Limiar do Reflexo de Estiramento Tônico (LRET), proposto por Levin e Feldman, o qual associou o LRET com a velocidade de estiramento, além de correlacioná-lo a com a gravidade clínica do distúrbio (LEVIN, FELDMAN 1994). O LRET é baseado na avaliação de excitabilidade de neurônios motores causada pelo deslocamento do membro

e efeitos segmentares e, a medição desses efeitos é feita a partir do reflexo de estiramento, parte integrante do controle motor (KIM, 2011). Para obtenção dos dados necessários ao estabelecimento do LRET são utilizados instrumentos que capturem a trajetória e velocidade do movimento e, simultaneamente, sensores que registrem a atividade elétrica dos músculos requeridos (FERREIRA, 2011).

A eficácia deste método já foi testada por alguns pesquisadores (CALOTA, 2008; KIM, 2011; VIEIRA, 2016; SILVA, 2017; MARQUES 2017), entre outros. O trabalho de Marques (MARQUES, 2017) propôs a aplicação do método na prática clínica, entretanto, para realizar a avaliação utilizou-se um equipamento adaptado a tal finalidade. Ademais, a aquisição do equipamento representa um elevado custo para as clínicas de reabilitação.

Assim sendo, a implementação de um equipamento adaptado exclusivamente para o fim de análise da espasticidade, além de facilitar a execução da avaliação pelo terapeuta, fornecerá uma mensuração quantitativa, eficiente e de baixo custo para as clínicas de reabilitação.

1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é desenvolver um protótipo de dispositivo que auxilie na quantificação da Espasticidade de modo objetivo, sensível e reprodutível, baseado no conceito de LRET. O trabalho aqui desenvolvido se trata da continuidade de um projeto, desenvolvido desde 2011, que objetiva auxiliar a prática clínica na avaliação da espasticidade.

1.2 Objetivos específicos

Desenvolver um protótipo de dispositivo, de dedicação exclusiva à avaliação de espasticidade, de dois canais:

- Eletromiógrafo: para obtenção de sinais elétricos do músculo, constituído de estágios que objetivam o condicionamento do sinal de interesse e sua conversão de sinal analógico para sinal digital;
- Eletrogoniômetro: para captura da angulação articular em que uma dada contração muscular é realizada.

Referencial Teórico

2.1 Espasticidade

A espasticidade é uma condição clínica definida por (LANCE,1980) como excitabilidade exacerbada do reflexo de estiramento. Segundo o autor, a desordem motora apresenta relação direta com a velocidade, com agravamento dos reflexos profundos e aumento do tônus muscular.

Ao manifestar-se em membros superiores a espasticidade se sobressai em músculos flexores ocasionando adução e rotação interna do ombro, flexão do cotovelo, pronação do punho e flexão de dedos (TEIVE et al., 1998). Além de reprimir o movimento articular em amplitude, a disfunção provoca dor, eleva o metabolismo e limita as tarefas cotidianas do indivíduo, reduzindo, portanto, sua capacidade funcional (JUNQUEIRA et al, 2004).

Não há dados epidemiológicos oficiais do distúrbio no Brasil, mas a nível mundial estima-se que cerca de 12 milhões de pessoas no mundo são acometidas por tal disfunção neurológica (PICON et al., 2002; KIM, 2011). A desordem é decorrente de doenças de origem neurológica e sua predominância em virtude de traumatismos crânio-encefálicos é de 1-2:1000 habitantes, para acidentes vasculares encefálicos (AVE) é de 2-3:100 habitantes, para paralisia cerebral de 2:1000 nascidos vivos e para traumatismos raquimedulares 27:100000 habitantes (PICON et al., 2002).

Comumente associada a elevação da resistência ao movimento passivo e dependente da velocidade de alongamento (LANCE, 1980), a espasticidade é avaliada clinicamente, geralmente, em centros de reabilitação. E, apesar de não haver consenso no prognóstico do distúrbio, sua detecção é de grande importância para que sejam

ministradas as terapias necessárias de forma a amenizar seus sintomas. Ademais a quantificação da desordem possibilita averiguar a eficácia terapêutica do tratamento, uma vez que se avalia parâmetros (SIMPSON, 1996) que possibilitam a comparação e investigação de evolução do quadro clínico.

As medidas usualmente utilizadas para investigação da espasticidade, convergem para a quantificação das magnitudes reflexas do estiramento tônico, apesar de muitas não se correlacionarem com a real gravidade da disfunção motora. Com o passar dos anos diversos questionamentos foram levantados quanto a quantidade, origem e reprodutibilidade dos parâmetros necessários para que a desordem fosse caracterizada (LEVIN, 2005). De modo geral, as técnicas disponíveis para a avaliação da espasticidade são insatisfatórias quanto a sensibilidade, especificidade e reprodutibilidade e, apesar de esforços, especialistas não encontraram uma medida única de quantificação do distúrbio (SIMPSON, 1996; LEVIN, 2005).

O padrão ouro frequentemente utilizado, embora subjetivo, é a escala de Ashworth modificada. Sua confiabilidade é questionável em virtude da impossibilidade de diferenciação da espasticidade dentre demais síndromes do neurônio motor superior (LEVIN 2005; SIMPSON 1996). Além do mais, o escore obtido não é fidedigno já que sua obtenção está diretamente associada a prática do examinador que aplica o método (KIM, 2011).

A baixa confiabilidade da escala de Ashworth levantou diversas questões acerca de métodos que não desviassem da real intenção de detecção da espasticidade. Segundo Levin (LEVIN, 2005), um bom método para avaliação da disfunção deve conter embasamento teórico que exponha o mecanismo fisiológico e demais mecanismos, envolvidos no controle da postura e do movimento. Além disso, o método deve possibilitar a distinção entre indivíduos saudáveis e não-saudáveis, e ainda detectar os possíveis prejuízos mecânicos do distúrbio motor (LEVIN 2005).

Um dos artifícios de grande relevância utilizado atualmente, para a aferição da espasticidade é o método de avaliação pelo Limiar de Reflexo de Estiramento Tônico (LRET). A técnica, proposta por Levin e Feldman (LEVIN, 1994), faz uso de medidas objetivas de natureza neurofisiológica ou biomecânica (MARQUES 2017; LEVIN, FELDMAN 1994). Além disso, o procedimento é compatível com a concepção de Lance (LANCE, 1980) de que a quantificação da espasticidade deve ser expressa pela amplitude do movimento articular a depender da velocidade a qual o músculo é submetido.

O LRET é baseado na avaliação de excitabilidade de neurônios motores causada pelo deslocamento do membro e efeitos segmentares e, a medição desses efeitos é feita a partir dos Limiares de Reflexo de Estiramento Dinâmico (LRED), parte integrante do controle motor (KIM, 2011). Isto é, o LRET não pode ser estimado de maneira direta pois trata-se de uma estimativa angular para velocidade nula. Assim, ele é estimado de maneira indireta a partir do LRED que se trata de coordenadas de velocidades e ângulos que retratam o ângulo articular em que os neurônios motores, e respectivas fibras musculares, são recrutadas em resposta a um estiramento sob determinada velocidade. Dessa forma, determina-se o LRET, indiretamente, por regressão linear a partir das várias coordenadas obtidas de LRED em diferentes velocidades de estiramento, como mostra a Figura 1 (LEVIN, 1994; SILVA 2013).

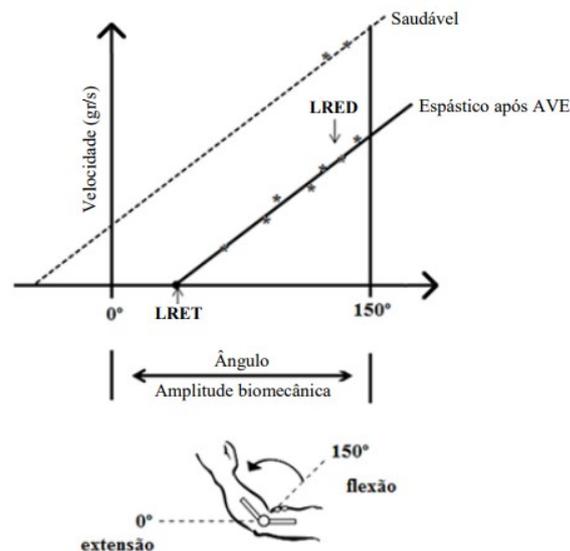


Figura 1. Regressão linear aplicada para obtenção do LRET a partir de amostras de LRED.

Fonte: CALOTA 2008; SILVA, 2013

Por conseguinte, para que sejam obtidos os valores de velocidade angular, da articulação do membro em análise, e associa-la a uma contração muscular proveniente do estiramento do músculo são necessárias ferramentas para medição desses parâmetros. Ou seja, um eletromiógrafo, que capture o instante de contração muscular, associado a um goniômetro que estime a angulação em que a dada contração é realizada. A literatura traz alguns dispositivos destinados a avaliação de espasticidade e outros dedicados ao exame baseado no conceito de LRET.

2.3 Eletromiografia

O sinal mioelétrico pode ser definido como sendo a manifestação neuromuscular associada a uma contração (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985). Em 1791, Luigi Galvani, foi precursor em pesquisas que correlacionavam contração muscular e eletricidade. Realizava a despolarização das pernas de sapos com o toque de varas que promoviam a contração muscular, dando início à neurofisiologia. Carlos Mateucci, em 1838, ao utilizar um galvanômetro, provou a existência de contração em sapos com nervos intactos, estimulada a partir de toque no nervo, comprovando presença de atividade elétrica na contração muscular (ORTOLAN,2002).

Frenchman Dubois-Reymond, em 1849, detectou a presença de um sinal elétrico durante um movimento voluntário com o braço. Associou-se então, a contração de um músculo ao reflexo involuntário da passagem de corrente por fibras musculares, e a nomeou: sinal mioelétrico (DuBOIS-REYMOND, 1849). Já no século XX, as investigações se voltaram para estudo morfologia dos sinais mioelétricos. Pesquisas como a de Herbert Gasser e Joseph Erlanger, que captavam sinais mioelétrico de um paciente e os apresentava em um osciloscópio, lhes rendeu o prêmio Nobel em 1944 (SULEK, 1968).

Em virtude do grande avanço medicina ao longo do século, diversos equipamentos foram criados a fim de amparar profissionais de saúde em diagnóstico e tratamento das mais diversas patologias. Dentre estes há a eletromiografia, que se trata do registro elétrico da atividade muscular, por meio de potenciais de ação, que assume papel importante em ramos como a odontologia e a fisioterapia.

2.3.1 Biopotenciais

Os biopotenciais permitem o acompanhamento das mais variadas ações que ocorrem nos sistemas biológicos. Eles se originam das diferenças de concentrações iônicas entre dois meios separados por uma membrana seletivamente permeável. As variações desses potenciais são geralmente ocasionadas por alterações de difusão, decorrentes da transmissão de impulsos nervosos e musculares. Tais potenciais elétricos existem em todas as células do corpo e em especial em células excitáveis como: células nervosas e musculares. A particularidade desse grupo celular se encontra na capacidade de geração de impulsos eletroquímicos, que levam a alteração de seu potencial de

membrana da célula e ainda, após certo intervalo de tempo, propiciam o retorno ao potencial de repouso da membrana com grande rapidez. (CAPARELLI, 2007; GUYTON, 2006).

Segundo Guyton, os potenciais de ação se propagam com alta velocidade por toda a membrana da fibra. Cada potencial de ação se inicia por uma alteração súbita do potencial de membrana variando-o, normalmente, de um potencial negativo para um positivo, com restabelecimento do potencial de repouso igualmente veloz. Para que seja conduzido o estímulo, a alteração iônica é observada ao longo de toda a fibra. As sucessivas alterações do potencial de membrana dura poucos milésimos de segundo bem como sua recuperação. Os estágios consecutivos de potencial de ação, representados na Figura 2, são os seguintes (GUYTON, 2006):

- *Estágio de repouso*: refere-se ao potencial de repouso da membrana, antes do início do potencial de ação. A membrana é indicada como polarizada em razão do potencial de membrana ser negativo em uma diferença de potencial tendo-se como referência o exterior da célula.
- *Estágio de despolarização*: durante esta etapa a membrana encontra-se subitamente permeável a íons de sódio, permitindo que grande quantidade de cátions se difunda para o meio intracelular. Assim, o estado de repouso (negativo) é neutralizado pelo influxo de íons de carga positiva, até que o potencial se eleve a ponto de despolarizar a célula e o potencial de membrana torne-se rapidamente positivo.
- *Estágio de repolarização*: milésimos de segundo após a membrana tornar-se permeável aos íons de sódio, os canais de sódio começam a se fechar e canais de potássio se abrem. Assim, a rápida difusão de cátions de potássio para o meio extracelular, restabelece o potencial de repouso negativo da membrana, definindo-se, então, a repolarização da membrana.

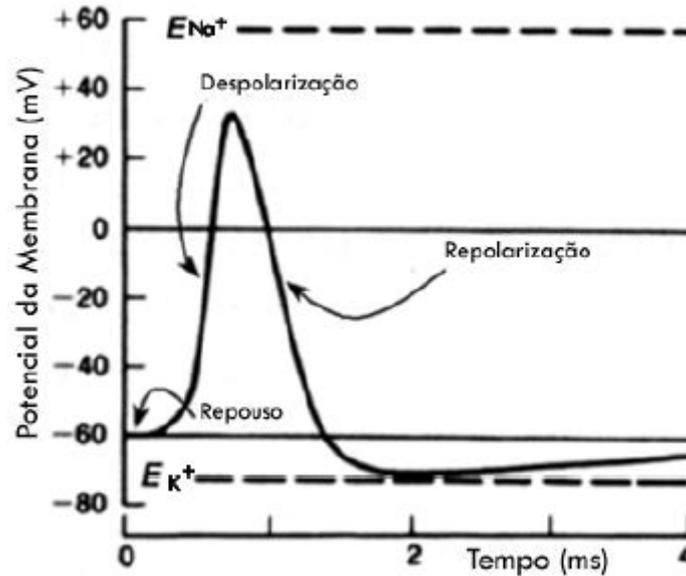


Figura 2. Estágios do potencial de ação.
(Fonte: KOVAKS, 1997)

Cabe ressaltar que até que seja repolarizada, não se é possível ter outro estímulo propagando-se pela célula. Este período entre a despolarização e repolarização é denominado período refratário.

Biopotenciais podem ser, portanto, determinados como sendo a somatória dos potenciais de ações ocorridos nas mediações em que se encontra um sensor, sendo assim uma síntese dos processos que ocorrem em um determinado sistema biológico, distinguidos por suas características e mecanismos singulares (GUYTON, 2002).

Sendo assim, a eletromiografia é o registro elétrico da atividade muscular proveniente do potencial de ação que percorre a fibra muscular levando-a ao processo de contração muscular.

2.3.2 Processo de contração muscular

Do córtex motor primário, no Sistema Nervoso Central, parte um neurônio do crânio encefálico até o corno anterior da medula espinal. Essa célula nervosa realiza sinapses – que são estímulos que permitem que um neurônio pré-sináptico influencie um pós-sináptico através de neurotransmissores -, com um neurônio associativo. Este último, por sua vez, se comunica com um neurônio motor alfa que inerva um grupo de fibras musculares, originando, então, uma unidade motora (GUYTON, 2006).

A região na qual ocorre a conexão entre uma fibra muscular esquelética e os terminais do axônio de neurônio motor, que parte da medula, é conhecida como placa motora ou junção neuromuscular. Um estímulo - potencial de ação-, ao se propagar pelo axônio do neurônio motor alfa, promove a despolarização da terminação provocando o influxo de íons de cálcio na célula nervosa. No interior do neurônio motor há vesículas contendo acetilcolina, que serão estimuladas a liberar o neurotransmissor na junção neuromuscular, devido a ação do cálcio infundido para o interior da fibra nervosa(GUYTON, 2006).

Os sítios ativos de acetilcolina, existentes na membrana da fibra muscular, ao serem estimulados pelo neurotransmissor promovem a abertura de canais de sódio. Com o aumento da permeabilidade da membrana a sódio, há o aumento do potencial de membrana que ao atingir determinado limiar abre canais de sódio e potássio voltagem-dependentes, elevando ainda mais o potencial da membrana até que a despolarize. Esse potencial de ação, gerado no ponto de inervação do nervo motor, propaga-se então bilateralmente ao longo de todas as fibras musculares por ele inervadas, uma vez que são células excitáveis, promovendo a contração muscular (GUYTON, 2006).

2.3.2.1 Músculo Estriado Esquelético

Diversos fascículos musculares compõem o musculo esquelético. Os fascículos são conjuntos de fibras musculares de formato cilíndrico como ilustra a Figura 3. Cada fibra, por sua vez, constitui-se de unidades cada vez menores denominadas: miofibrilas, núcleo celular e retículo sarcoplasmático, circundados por uma fina camada chamada sarcolema (BELTRAMINI, 1999).

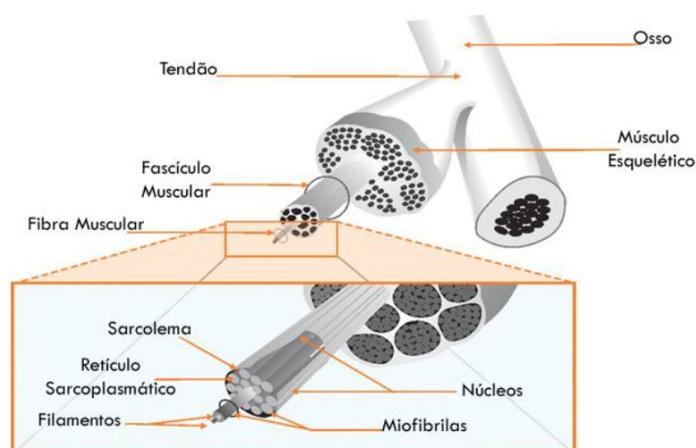


Figura 3. Estruturas músculo estriado esquelético.
(Fonte: BELTRAMINI, 1999)

Grandes quantidades de íons de cálcio são armazenadas no retículo endoplasmático que devem ser liberados durante o processo de contração do músculo. As proteínas miosina (espessa) e actina (delgada) constituem os chamados miofilamentos, que compõem uma estrutura maior denominada miofibrila como ilustra a Figura 4 (GUYTON, 2006).

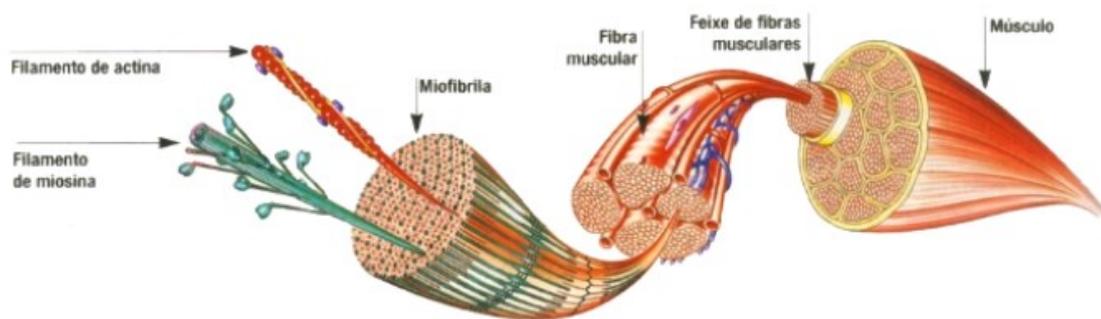


Figura 4. Miofibrilas do músculo estriado esquelético.

Fonte: (BIOMANIA, 2004).

Ao atingir o sarcolema, o potencial de ação provoca a despolarização da membrana local. A despolarização desta promove a liberação de cálcio (Ca^{++}) pelos retículos sarcoplasmáticos para o meio intracelular. Alguns íons de Ca^{++} se encaixam em sítios ativos localizados na actina rotacionando-a para próximo da miosina. Graças a hidrólise de Adenosina Trifosfato (ATP) é possível, então, o arraste da actina pela miosina e, conseqüentemente, o encurtamento do sarcômero. Bombas de cálcio presentes na membrana do retículo sarcoplasmático são as responsáveis por retorná-lo à organela (GUYTON, 2006).

Existem tipos diferentes de fibras musculares, diferenciadas quanto ao metabolismo energético e velocidade de contração. São agrupadas em (MINAMOTO, 2005; GUYTON 2006):

- Fibras do tipo I: fibras vermelhas ou lentas oxidativas. Nesse grupo predominam as fibras de metabolismo aeróbico que apresentam grande concentração de enzimas oxidativas em seu interior. Apresentam cor vermelha devido à grande vascularização e presença de mioglobina, que permite boa oxigenação do tecido, além de apresentar muitas mitocôndrias responsáveis pela oxidação completa da glicose e de ácidos graxos. Possuem um calibre menor a fim de facilitar a difusão do oxigênio até as mitocôndrias. Como a produção de ATP por processos aeróbicos é lenta, essas fibras contraem mais lentamente, entretanto possuem mais

resistência à fadiga. Localizam-se em músculos cuja atividade é constante, como os de sustentação da coluna vertebral, por isso é mais viável que sejam predominantes as fibras com menor tendência à fadiga.

- Fibras do tipo II: fibras brancas ou rápidas. Predominam a via glicolítica, regeneração de ATP e a fermentação láctica, ou seja, maneiras anaeróbicas de síntese de ATP. Esse grupo de fibras é recrutado quando se necessita de contrações rápidas de explosão que as vias oxidativas não podem proporcionar. No entanto, apresentam um baixo rendimento de carboidratos e rápida fadiga.

Entretanto, a morfologia do sinal mioelétrico captado não representa apenas a atividade elétrica da menor unidade muscular, mas sim a somatória das várias fibras musculares presentes na região de interesse. Assim, é importante elucidar como é formado o sinal nesses conjuntos de fibras.

2.3.2.2 Unidade Motora

Unidade motora, representada na Figura 5, pode ser definida como o conjunto de fibras musculares inervadas por um neurônio motor. A depender do tipo de músculo, a fibra nervosa originada a partir da medula espinal, inerva numerosas fibras musculares. Um conjunto de fibras pode ser associado a somente uma fibra nervosa, contudo uma fibra nervosa pode vincular-se a vários conjuntos de fibras musculares.

De modo geral, músculos de controle fino e de resposta rápida, apresentam unidades motoras constituídas de poucas fibras musculares. Em contrapartida, músculos maiores, que não requerem controle muito exato, podem apresentar unidades motoras com várias centenas de fibras musculares (GUYTON, 2006). Portanto, a taxa de inervação é inversamente proporcional à capacidade de gradação fina da força total do músculo (GHEZ, 1991).

A força exercida por um músculo está associada, portanto, a quantidade de unidades motoras recrutadas (somação), bem como a frequência de estimulação de uma unidade motora (somação por frequência). Na somação por fibras múltiplas, são recrutadas unidades motoras menores, ou seja, aquelas que possuem menor número de fibras com finalidade de redução de gasto energético. Posteriormente, a depender da necessidade do aumento de força a ser exercida pelo músculo, unidades motoras maiores são recrutadas.



Figura 5. Unidade Motora.
(Fonte: BELTRAMINI, 1999)

O feedback de recrutamento é possível graças a sensores de encurtamento da fibra e sensores de tensão ao qual o músculo é submetido. Os sensores de encurtamento, que ficam localizados no meio do músculo, são fibras musculares que não exercem força e são envolvidas por um neurônio na forma de mola. Tais sensores são chamados de fuso muscular e tratam-se de fibras sensitivas que enviam estímulos proporcionais ao encurtamento do músculo ao SNC. Já a tensão a qual está submetido o músculo é informada pelo órgão tendinoso de Golgi, localizado na parte distal do músculo (TANEDA, 2006)

De outra parte, na somação por frequência, conforme se eleva a frequência de recrutamento de uma dada unidade, novas contrações ocorreram antes do termino da precedente. Como resultado, a contração subsequente é parcialmente somada à anterior, de forma que a força total da contração aumenta progressivamente com a intensificação da frequência do estímulo. Na tetanização temos exacerbação do estado contrátil, em que os recrutamentos sucessivos são tão rápidos que não há qualquer grau de relaxamento do músculo e as contrações se fundem entre si, podendo ser expressa como uniforme e continua, como mostra a Figura 5 (GUYTON, 2006).

Sendo explorado sobre a anatomia da unidade motora e os processos fisiológicos inerentes a este conjunto neuro-motor, é possível entender melhor sobre a natureza e formação da somatória dos potenciais de ação desse grupo.

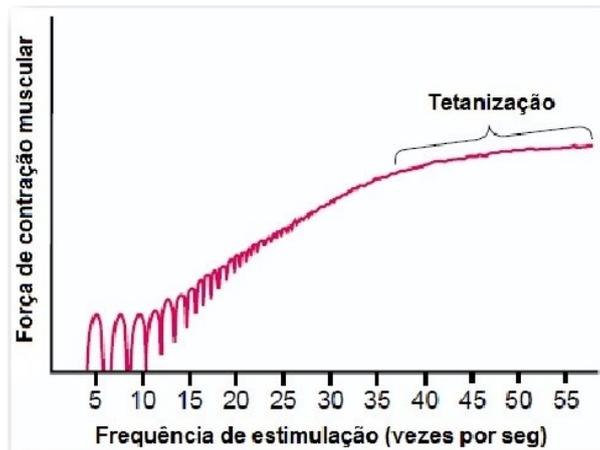


Figura 6. Tetanização
 Fonte: (GUYTON, 2006).

2.3.2.3 Potencial de ação na Unidade Motora

Ao receber um estímulo elétrico as fibras musculares de sua unidade motora são recrutadas, mas não de modo simultâneo, havendo intervalos de tempos entre as contrações. Isso se deve aos diferentes tempos de propagação existentes nas várias ramificações dos axônios do neurônio motor e em virtude da casualidade das descargas de acetilcolina nas junções neuromusculares (FAVIEIRO, 2009).

A totalidade dos potenciais de ação nas n fibras de uma unidade motora é chamado potencial de ação da unidade motora, cuja sigla em inglês é MUAP (*Motor Unit Action Potential*), a Figura 7 apresenta a representação esquemática da formação da MUAP expresso por $h(t)$ (FAVIEIRO, 2009).

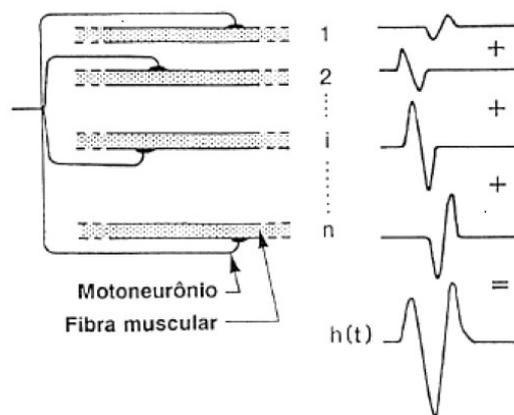


Figura 7. Representação esquemática da geração de MUAP
 Fonte: ((BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

A duração da MUAP é de aproximadamente 2 a 10 ms com amplitudes na faixa de 10 μ V a 2 mV com largura de banda de 5 Hz a 10 KHz. A expressão desse potencial é utilizada, clinicamente, para a detecção de desvios patológicos nos músculos (CAPARELLI, 2007).

Em virtude do curto intervalo de tempo de uma MUAP, as unidades motoras devem ser estimuladas repetitivamente de tal forma que uma contração muscular possa ser mantida por períodos de tempos maiores. MUAPs consecutivos originam ao trem de potenciais de ação da unidade motora, cuja sigla em inglês é MUAPT (*Motor Unit Action Potential Train*) (DeLUCA, 1997).

Os MUAPTs de cada unidade motora diferenciam-se entre si graças às variações nas sequências de acionamento de cada unidade motora, bem como às diferentes características dos MUAPs de cada unidade. Como os músculos contêm fibras de várias unidades motoras, a captação de um MUAPT isolado só é possível, de forma hipotética, caso recrutadas apenas fibras de uma única unidade motora nas proximidades de eletrodo de captura (ORTOLAN, 2002).

A propagação dos potenciais de ação, através das fibras musculares, acarreta na formação de um campo eletromagnético e suas proximidades, uma vez que o corpo é um volume condutor. Assim, um eletrodo posicionado próximo ao músculo em análise, é capaz de detectar a resultante desses campos eletromagnéticos denominado sinal mioelétrico. O eletromiograma (Figura 8) representa o somatório de todas as MUAPTs das unidades motoras, captadas pelo eletrodo na região de detecção (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

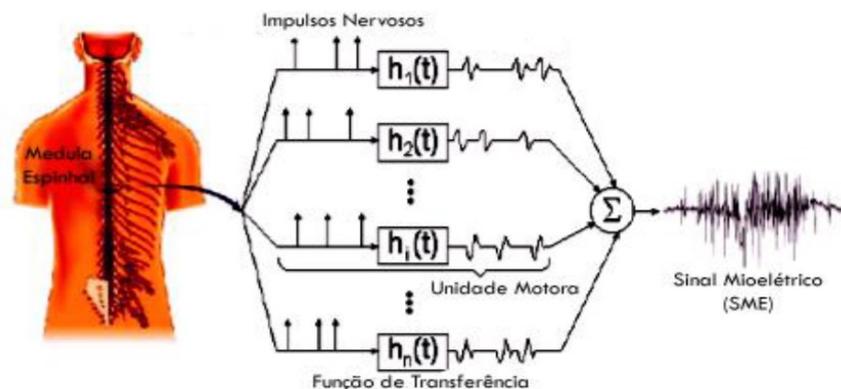


Figura 8. Formação do sinal eletromiográfico a partir dos MUAPTs das unidades motoras

Fonte: ((BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

2.3.3 Características do sinal Mioelétrico

Por conseguinte, o sinal eletromiográfico, é a representação dos potenciais de ação constituídos por inúmeras fibras musculares quando as mesmas são recrutadas por neurônios motores, ou seja, é a expressão de uma ativação neuromuscular associada a uma contração muscular (CAPARELLI, 2007).

Presumindo-se a divergência entre os MUAPTs, as diferentes frequências de estímulo dos neurônios motores e devido a contração não se limitar a um músculo, o sinal mioelétrico pode ser descrito como sendo um processo estocástico (DE LUCA, 1979) em que é possível uma aproximação da função de densidade espectral por uma função gaussiana de média zero (BARROS, 2005). Contudo, é possível constatar características determinísticas nos primeiros 200ms do sinal de contração (HUDGINS *et al.*, 1991; HUDGINS *et al.*, 1993).

Geralmente, a energia de interesse do sinal mioelétrico está limitada na faixa de 0 a 500Hz, mais precisamente a maior energia do sinal está entre 50 e 150Hz. Em amplitude pode variar de 0 a 10mV a depender das características oriundas da região de interesse (CAPARELLI, 2007).

2.3.4 Aquisição do sinal Mioelétrico

Muitas são as condições a serem ponderadas quando se deseja monitorar a atividade muscular e representa-la de forma fidedigna. São elas: a relação geométrica entre a superfície de detecção do eletrodo e a fibra muscular da unidade motora; a posição relativa entre a superfície de detecção do eletrodo e a zona de inervação; o diâmetro da fibra; o número de fibras musculares de uma unidade motora na região de detecção do eletrodo e a interface eletrodo/pele (CAPARELLI, 2007). Uma etapa de grande relevância para que sejam mantidas as características originais do sinal mioelétrico, portanto, é a captura.

Grande parte dos artefatos adquiridos que induzem a deformação do sinal são adquiridos na interface eletrodo-pele. A pele em sua superfície, da mesma forma que suas camadas mais profundas, contém uma série de estruturas que interferem diretamente no sinal a ser obtido. Componentes vasculares e nervosos, bem como glândulas sudoríparas, ductos de suor e folículos pilosos conferem características elétricas que fazem com que

este grande órgão se comporte de modo similar a uma impedância elétrica. Esses fatores, se negligenciados, promoverão a perda de informações importantes do biopotencial em análise visto que este possui uma tensão de baixa amplitude (WEBSTER, 2010).

A captação dos sinais EMG é realizada através de eletrodos. Estes dispositivos funcionam como transdutores na conversão de corrente iônica em corrente elétrica. Essa conversão é realizada graças as propriedades oxidativas dos metais que propiciam a ocorrência de reações químicas de oxidação e redução na interface eletrólito-eletródo e essas reações resultam em uma corrente elétrica necessária para estimulação da entrada dos circuitos de condicionamento (WEBSTER, 2010).

Para que se obtenha um melhor aproveitamento do sinal captado, se faz necessária a redução da impedância de contato da interface eletródo- eletrólito. Isso implica na redução da impedância da pele que se comporta com uma grande impedância, de efeitos resistivos e capacitivos intrínsecos, que poderia provocar na redução de amplitude do sinal e ainda em seu defasamento (WEBSTER, 2010).

Usualmente são utilizados eletrodos de placa metálica para captura de biopotenciais, uma vez que são bons condutores. Os eletrodos mais utilizados são fabricados em prata e revestidos de uma camada de cloreto de prata (Ag-AgCl) (WEBSTER, 2010; FAVIEIRO, 2009). Essa composição metálica atribui características ao eletródo que contribuem para obtenção de um sinal de maior qualidade. As particularidades do eletródo de cloreto de prata que o diferencia dos demais são:

- Baixa solubilidade em água;
- Estável em meios com elevada concentração de íons de cloro, como é o caso da pele;
- Geram ruídos elétricos menores se comparados a outros metais;
- Possui características próximas de um eletródo perfeitamente não polarizável. Ou seja, permite o livre fluxo de corrente pela interface eletródo-eletrólito, sem gasto de energia e, portanto, não gerando sobre-tensões.

Além disso, recomenda-se o uso de géis eletrolíticos a fim de estabelecer e manter o contato da interface eletródo-pele (STEPHEN, 2008). Indica-se ainda procedimentos como limpeza, abrasão e tricotomia da região de análise de modo a reduzir a impedância local.

2.3.4.1 Eletrodo de Captura

A escolha do eletrodo a ser utilizado é feita a depender do tipo de músculos a ser analisado. Para músculos grandes e superficiais, geralmente faz-se uso de eletrodos de superfície. Em contrapartida, para músculos pequenos e superficiais, ou situados entre ou abaixo de demais músculos, indica-se o uso de eletrodos invasivos, ou intramusculares. Embora o uso de eletrodos intramusculares reduza a ocorrência de *cross-talk* (interferências provenientes de outros músculos), o eletrodo invasivo provoca grande desconforto e dor ao ser inserido, além de causar câimbras e impossibilitar a repetição de experimentos (CAPARELLI, 2007).

2.3.4.2 Eletrodo de Referência

São os eletrodos que estabelecem a referência no corpo na qual será baseada para diferenciação entre os eletrodos de detecção, Figura 9. Logo é necessário que seja posicionado distante dos sítios de detecção, sobre locais que não haja artefatos de movimento e possuir um bom contato com a pele, o que será proporcionado com o uso de gel. Além disso, indica-se que seja utilizado eletrodo com alta condutividade elétrica e que apresente uma área considerável (2cmx2cm), uma vez que é um caminho para retorno de corrente. Caso as recomendações não sejam seguidas corretamente o sinal poderá apresentar ruídos de 60 Hz e suas componentes harmônicas (DeLUCA, 2002).



Figura 9. Eletrodo de Referência

Fonte: Autora

2.3.4.2 Disposição dos eletrodos

Os eletrodos podem ser dispostos nas seguintes configurações: monopolar ou multipolar. Na disposição monopolar é utilizado um eletrodo de captura e um eletrodo de referência e o sinal é obtido da diferenciação dentre os dois pontos. Já na conformação multipolar os sinais são obtidos em relação a uma mesma referência e posteriormente subtraídos entre si (FAVIEIRO, 2009). Para este último formato temos as seguintes derivações:

- a) Simples diferencial: duas superfícies de detecção e 1 de referência;
- b) Duplo diferencial: três superfícies de detecção e 1 de referência;
- c) *Array* de eletrodos: várias superfícies de detecção e 1 de referência.

O posicionamento incorreto dos eletrodos na área pretendida acarreta na obtenção sinais não fidedignos ao processo fisiológico estudado. Parâmetros como amplitude e espectro de frequência do sinal EMG são comprometidos pela disposição dos eletrodos em relação a zona de inervação, a junção miotendinosa e a extremidade lateral do músculo (CAPARELLI, 2007), como ilustra a Figura 10.

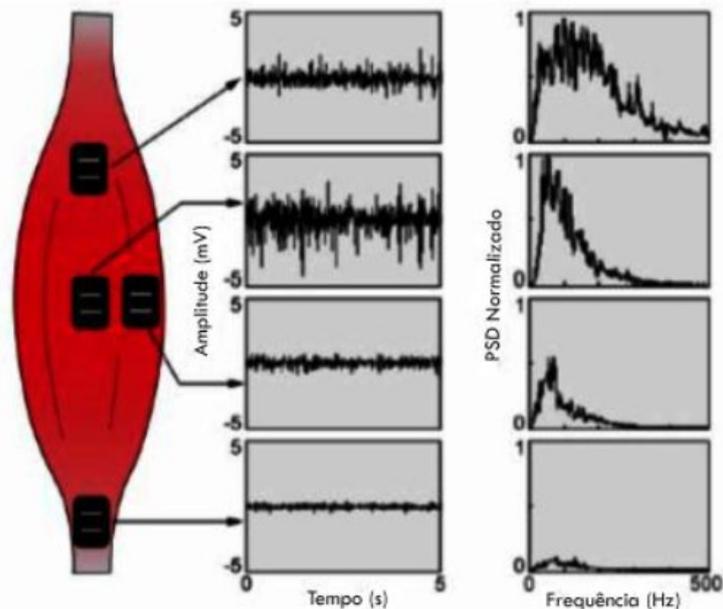


Figura 10. Posicionamento de eletrodos. Eletrodo superior: zona de inervação; eletrodo inferior: junção miotendinosa e eletrodo no centro à direita: extremidade lateral do músculo

Fonte: (DeLUCA, 1997).

A posição ideal dos eletrodos de captura, a fim de obter um sinal mioelétrico de maior amplitude é na região entre a zona de inervação e a junção miotendinosa.

Alguns fatores são relevantes ao posicionar os eletrodos (DE LUCA, 2002):

- O fenômeno de *cross-talking*, originado devido a proximidade de unidades motoras além das de interesse, pode ser evitado escolhendo um tamanho adequado de eletrodos e distanciando-os cerca de 2cm quando possível;
- Escolher áreas que não obstruam a visão ou movimentação;
- Para que seja maximizada a sensibilidade à seletividade os pares de eletrodos devem ser posicionados paralelamente às fibras;
- É aconselhável selecionar regiões que possuam boas referências anatômicas, para facilitar o posicionamento dos eletrodos durante os experimentos.

Além da disposição dos eletrodos, características anatômicas particulares de cada indivíduo devem ser consideradas durante a coleta do sinal. São elas: tipos de fibras (I e II), diâmetro das fibras, distância entre as fibras, tipo de tecido entre as fibras, ponto de captação do sinal, distribuição espacial das unidades motoras, quantidade de unidades motoras recrutadas, posicionamento e propriedades dos eletrodos utilizados para detecção do sinal, dentre outros, conforme já mencionado.

2.3.5 Eletromiógrafo

Ruídos e artefatos de diversas naturezas corroboram para deteriorações do sinal e são de grande relevância ao se projetar um dispositivo (CAPARELLI, 2007).

- Ruídos inerentes aos componentes eletrônicos do equipamento de detecção: são ruídos da faixa de 0 Hz a milhares de Hertz. Por serem gerados pelo equipamento, não podem ser eliminados, mas podem ser reduzidos usando componentes de alta qualidade, bom layout de circuitos e técnicas corretas de construção de equipamentos;
- Ruídos eletromagnéticos tais como rádio, TV, luzes fluorescentes, etc. O corpo humano por tratar-se de um volume condutor está sujeito a esse tipo de ruídos. São da ordem de 60 Hz e apresenta amplitudes cerca de três vezes maiores que o sinal EMG;
- Artefatos de movimento: este ruído inclui dois tipos básicos de interferências. O movimento relativo da interface eletrodo-pele e o movimento dos cabos que

conectam os eletrodos a entrada do circuito eletrônico. Estes ruídos produzem frequências na faixa de 0 a 20 Hz;

- Instabilidade inerente do sinal: o sinal EMG pode ser considerado naturalmente randômico. Além disso há componentes de frequência entre 0 e 20 Hz que são particularmente instáveis. Conforme citado, a maior parte da energia do EMG encontra-se entre 50 a 150Hz. Assim, em virtude dessa instabilidade natural, é recomendável desconsiderar a faixa de frequência de 0 a 20Hz.

2.3.5.1 Hardware

Conforme mencionado anteriormente, a fonte do sinal mioelétrico a ser analisado advém da somatória de potenciais de ação das fibras musculares vizinhas ao eletrodo de detecção. E, em virtude de características inerentes deste biopotencial tais como: sua baixa amplitude, além dos diversos artefatos e elevada impedância da pele, o sinal adquirido por eletrodos deve ser condicionado de modo a oferecer uma visualização com boa resolução e fidedigna ao sinal bioelétrico captado na fonte.

Algumas etapas são fundamentais para que se garanta uma boa representação da atividade muscular. Dentre elas se destacam: o pré-condicionamento (captura do sinal), condicionamento do sinal e conversão do sinal analógico obtido para a forma digital.

2.3.5.1.1 Estágio de pré-condicionamento

O estágio de pré-condicionamento, conforme amplamente abordado, deve considerar diversos aspectos. Dentre eles, de modo breve, se destacam os fatores anatômicos específicos de cada indivíduo, propriedades do eletrodo de coleta e de referência, além de tomar as devidas precauções inerentes ao melhoramento do contato na interface eletrodo eletrólito.

2.3.5.1.2 Estágio de condicionamento

O circuito de condicionamento, como o próprio nome sugere, tem por finalidade tratar o biopotencial detectado tornando-o ideal para a conversão analógica-digital. Assim obter-se-á uma representação digital fidedigna da atividade muscular na região de

interesse. Para que o sinal analógico possa ser convertido para digital é necessário amplificar e filtrá-lo, constituindo, então, as etapas fundamentais desse estágio. Uma sequência específica para tratamento do sinal deve ser executada, conforme apresenta-se a diante.

A) Amplificador de instrumentação

Amplificadores de instrumentação tem por função aumentar o nível de tensão dos sinais provenientes dos eletrodos. É comumente utilizado para condicionamento de sinais biomédicos por conta de particularidades que o diferencia de amplificadores operacionais comuns. Suas características mais importantes são sua alta impedância de entrada e a capacidade em eliminar sinais em modo comum. Além disso, o uso do amplificador de instrumentação se justifica ainda por sua estabilidade ao oferecer ganho ao sinal, portanto, o ganho é fixo, ao contrário de amplificadores operacionais comuns (CARTER, 2001).

A Razão de Rejeição em Modo Comum (RMCC) deve ser definida a partir da relação sinal/ruído na entrada e saída do circuito de condicionamento. Uma das formas de cálculo de RMCC, e utilizada neste trabalho, é a partir do *Least Significant Bit* (LSB) do Conversor A/D (Analógico/Digital) a ser utilizado, pois o valor da amplitude do ruído na saída do circuito deve ser menor ou igual a $1/2\text{LSB}$. Outra forma para cálculo do RMCC é conhecer a amplitude do sinal de interferência eletromagnética, uma vez que é o artefato mais predominante no sinal captado (CLAYTON, 2003).

O ganho dado neste estágio de condicionamento é pequeno de modo a não fornecer ganhos que amplifique artefatos, juntamente com o sinal de interesse. Artefatos estes que geralmente são de corrente direta (DC) que porventura podem não serem eliminados pela diferenciação na entrada do amplificador de instrumentação. O *offset* residual se deve à diferença do potencial de polarização entre os eletrodos de captura ou em virtude de artefatos de movimento (WEBSTER, 2010).

Além disso, o amplificador de instrumentação a ser escolhido deve apresentar uma elevada impedância de entrada. Características dos eletrodos de captura podem ser afetadas pela carga elétrica por eles mensurada provocando distorções no sinal (WEBSTER, 2010). Além disso, a elevada impedância da pele pode reduzir ainda mais a amplitude do sinal original. Assim, a impedância de entrada do circuito, quando alta,

possibilita que a mínima corrente drenada da interface eletrodo-pele seja suficiente para polarizar e ativar o circuito do eletrônico.

B) Filtro passa-alta passivo

Os filtros passivos são constituídos apenas por elementos passivos, como resistores, capacitores e indutores (PERTENCE, 2003). Além do *offset* advindo do Potencial de polarização dos eletrodos, como citado anteriormente, há a variação deste. Isso se deve às reações químicas que ocorrem na interface eletrodo-eletrólito. O equilíbrio entre as reações é estabelecido após certo intervalo de tempo o que estabiliza o potencial de polarização, entretanto, caso alguma condição do meio for alterada, devido a artefatos de movimento, por exemplo, o potencial pode vir a sofrer oscilações (WEBSTER, 2010). Tais variações no potencial poderão acarretar em flutuação do sinal em nível DC.

Logo, ainda que se utilize o amplificador de instrumentação para diferenciação de sinais em modo comum, não haverá cancelamento dos artefatos em virtude dessas variações e demais fatores divergentes entre os eletrodos. Assim, o filtro passa alta passivo, de 1ª ordem, tem por função reduzir/eliminar o *offset* resultante, que ainda é mais aparente após o amplificador de instrumentação devido ao ganho dado ao sinal. Esse filtro nada mais é que um divisor de tensão em que uma das impedâncias está em função da frequência do sinal (WILLIAMS, 2006).

C) Amplificador de ganho de tensão

O ganho de tensão dado nesse estágio visa amplificar o sinal de modo que a escala do biopotencial adquirido ocupe ao máximo o fundo de escala do conversor A/D. Ou seja, o ganho de tensão possibilita uma melhor discriminação das variações do sinal adquirido. Para que tal objetivo possa ser cumprido utiliza-se um amplificador ideal, que é denominado como tal por se assumir que seus parâmetros são perfeitos (RODRIGUES, 2010).

Uma característica relevante do Amplificador Operacional a ser utilizado nesse estágio é a tensão de *Rail -to -Rail* do componente. Esse fator determinará o máximo de tensão pico -a - pico que o sinal de saída poderá ter sem que haja saturações. Essa tensão é determinada pela tensão de alimentação do amplificador operacional. Além disso, é importante que o amplificador apresente (CLAYTON, 2003; KUGELSTADT 2003):

- Elevada impedância de entrada;
- Alta RMCC;
- Amplifique sinais de baixas frequências;
- Ganho diferencial constante para todas componentes de frequência;
- Ganho infinito.

O cálculo do ganho dado nesse estágio se diferencia a depender da configuração do amplificador: inversora ou não-inversora. Para a disposição inversora a entrada não inversora é aterrada e supõe-se que a tensão de erro é nula, de modo que o feedback se tem um terra virtual entre as duas entradas. Além disso, assume-se que o fluxo nas derivações de entrada é zero e conseqüentemente a corrente que flui através de R_G é igual a corrente que passa por R_F na Figura 11. Usando a Lei de Kirchoff das tensões e simplificando algebricamente temos que o ganho é dado pela equação 1. O sinal negativo se deve a entrada inversora (MANCINI, 2003).

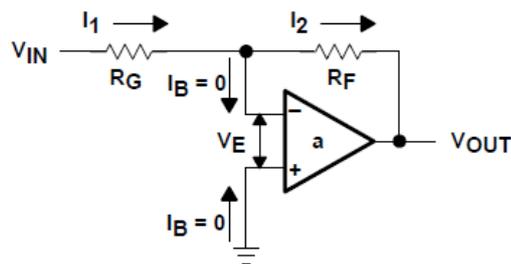


Figura 11. Amplificador Operacional disposto na configuração inversora.

Fonte: (MANCINI, 2003)

$$G_{AMP} = \frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = -\frac{R_F}{R_G} \text{ (eq. 1)}$$

Já na disposição não-inversora, o sinal de entrada é conectado a entrada não-invasiva do amplificador operacional, Figura 12, assim a fonte de entrada enxerga uma impedância de entrada infinita. Nessa configuração, não há tensão de *offset* na entrada, pois a entrada negativa deve ter a mesma tensão da entrada positiva. Além disso, a saída do amplificador operacional conduz a corrente por R_F até a entrada negativa, fazendo com que a tensão em R_G seja igual a V_{IN} (MANCINI, 2003).

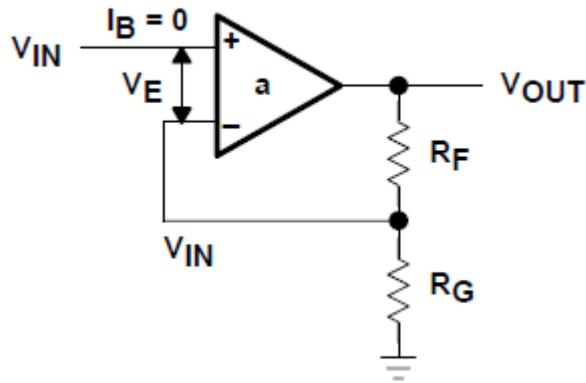


Figura 12. Amplificador Operacional disposto na configuração não-inversora.
 Fonte: (MANCINI, 2003)

Para cálculo do ganho de tensão, utiliza-se a mesma regra do divisor de tensão, em que V_{OUT} é a entrada do divisor e V_{IN} a saída. Uma vez estabelecido o divisor de tensão, após manipulação algébrica constitui-se a equação 2 (MANCINI, 2003).

$$G_{AMP} = \frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = 1 + \frac{R_F}{R_G} \text{ (eq. 2)}$$

É válido ressaltar que o ganho de tensão conferido ao sinal não se restringe somente a este estágio, podendo ser oferecido em outros estágios de ganho controlável, de forma digital ou até mesmo nos filtros ativos.

D) Filtros ativos

Os filtros ativos são aqueles que possuem elementos passivos, bem como elementos ativos, tais como amplificadores operacionais e transistores (PERTENCE, 2003). De forma geral, essa classe de filtros objetiva ajustar o conteúdo espectral do sinal sob análise. O filtro do tipo passa-alta é comumente utilizado para atenuar altas frequências, sua montagem é possível utilizando-se um amplificador operacional. A adição de elementos ativos, como capacitores, garante uma maior linearidade da banda de passagem (CLAYTON, 2003).

A cada novo polo adicionado, ou seja, a cada par de resistor e capacitor, aumenta-se 20dB/década de decaimento a partir do valor da frequência de corte escolhida. A definição da frequência de corte do filtro deve ser feita a depender, além do conteúdo energético de interesse, da frequência do artefato/ruído que se deseja eliminar. Ao ser identificados o conteúdo energético de interesse e os artefatos a serem eliminados, estima-

se então a frequência de corte e conseqüentemente o número de polos a ser utilizado (CLAYTON, 2003; KUGELSTADT 2003).

A configuração de filtro, geralmente utilizada para tratamento de sinais biomédicos, é a do tipo Butterworth. Essa disposição possibilita uma maior linearização da banda de passagem até a frequência de corte, quanto mais polos tem-se no filtro mais plana será a banda. Ou seja, o tipo Butterworth, confere maior originalidade a tensão de saída, diferentemente de filtros como do tipo Chebyshev e Bessel que não possuem linearidade da banda de passagem. O filtro Chebyshev possui um *ripple*, da ordem de 0,5 dB, anteriormente a frequência de corte, que provoca deformação da onda apesar de possuir um decaimento mais próxima do ideal, conforme ilustra a Figura 13 (CLAYTON, 2003; KUGELSTADT 2003).

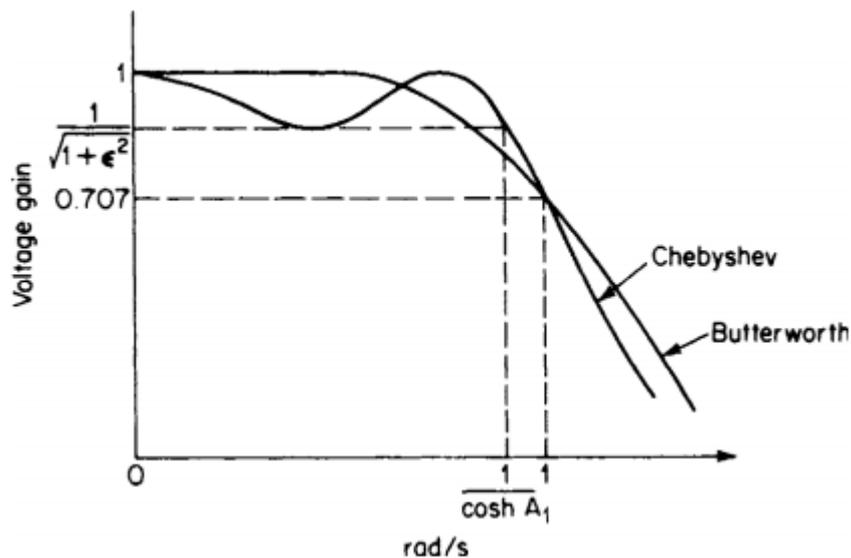


Figura 13. Curva de resposta em amplitude para filtros ativos do tipo Chebyshev e Butterworth

Fonte: (WILLIAMS, 2006)

Logo, o ideal seria o uso de maior quantidade de polos no tipo Butterworth para que frequências indesejadas não fossem somente atenuadas, mas sim totalmente eliminadas. Entretanto, o aumento do número de polos implica em maior defasamento entre as componentes do sinal. Isto é, ainda que uma ordem elevada do filtro Butterworth represente em uma linearização melhor na banda de passagem, em decaimento, o aumento em número de polos resulta em uma forma de onda diferente de a original, como ilustra a Figura 14. Já o filtro de Bessel, apesar de apresentar melhor curva de resposta em frequência comparado ao de Butterworth, atenua muito a tensão de saída do filtro para

componentes de frequência distantes da frequência de corte. Em contrapartida, caso haja o controle da quantidade de polos para configuração do tipo Butterworth, se reduz a defasagem da curva de resposta em defasamento e tem-se uma boa linearização da banda de passagem para a curva de resposta em amplitude (CLAYTON, 2003; KUGELSTADT 2003; WILLIAMS, 2006).

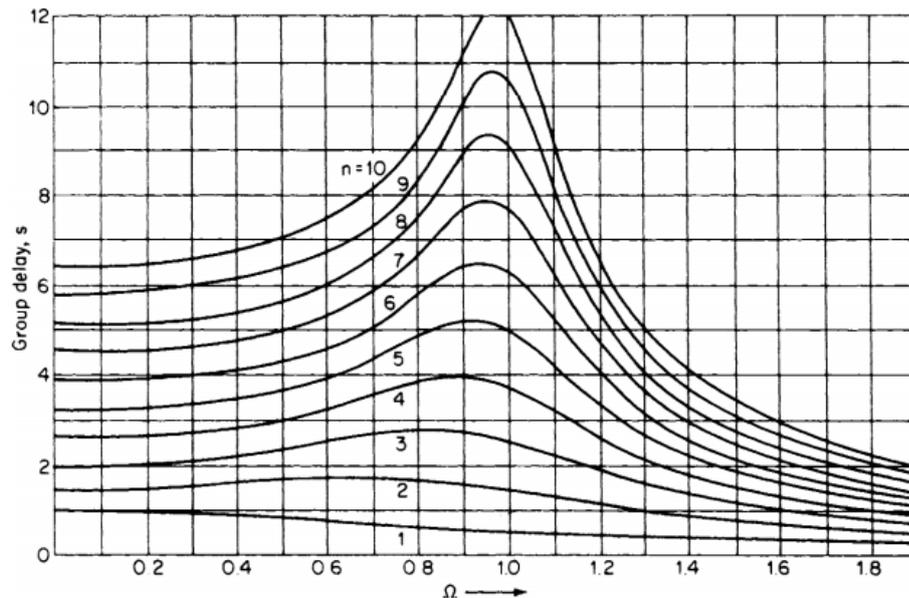


Figura 14. Curva de resposta em defasamento para filtros ativos do tipo Butterworth para diferentes quantidades de polos.

Fonte: (WILLIAMS, 2006)

Tal defasamento ocorre em virtude da característica capacitiva de atraso da tensão durante o carregamento do capacitor. Assim, quanto mais componentes capacitivos, maior será o defasamento entre eles. O aumento de amplitude da resposta em fase é maior quanto mais próximo da frequência de corte (KUGELSTADT 2003).

Filtro passa-alta ativo

Para cálculo de componentes do filtro na topologia Sallen-Key para filtros passa-alta do tipo Butterworth, Mancini define a seguinte função de transferência (MANCINI, 2003):

$$A(s) = \frac{1}{s^3 + s^2 \left(\frac{1}{C_1 + R_1} + \frac{1}{C_1 R_3} + \frac{1}{C_2 R_3} + \frac{1}{C_3 R_3} \right) + s \left(\frac{1}{C_1 C_2 R_1 R_3} + \frac{1}{C_1 C_3 R_1 R_3} + \frac{1}{C_1 C_3 R_3 R_2} + \frac{1}{C_2 C_3 R_2 R_3} \right) + \frac{1}{C_1 C_2 C_3 R_1 R_2 R_3}} \quad (eq. 3)$$

Filtro passa-baixa ativo (anti-aliasing)

O filtro passa-baixa tem por finalidade atenuar baixas frequências. As regras de configuração são as mesmas utilizadas no estágio anterior.

O filtro passa-baixa também é conhecido como filtro Anti-Aliasing, uma vez que previne que tal fenômeno ocorra. O efeito Aliasing surge quando o conteúdo energético de uma dada componente espectral não é devidamente representado, ou seja, o sinal digitalizado pode conter uma frequência diferente do sinal original (analogico) quando não respeitada a teoria de Nyquist (MANCINI, 2003). O fenômeno ocorre caso não respeitada a Teoria de Nyquist que diz que: “a taxa de conversão mínima deve ser igual a, pelo menos, duas vezes a frequência da máxima componente harmônica de interesse, para que o sinal seja bem representado digitalmente” (OPPENHEIM, 1999).

A projeção dos componentes a serem utilizados em filtros na topologia Sallen-Key, passa-baixa, do tipo Butterworth, é definido por Mancini na seguinte função de transferência (MANCINI, 2003):

$$A(s) = \frac{1}{s^3 + s^2 \left(\frac{1}{C_1R_1} + \frac{1}{C_1R_2} + \frac{1}{C_2R_3} + \frac{1}{C_2R_2} \right) + s \left(\frac{1}{C_2C_3R_2R_3} + \frac{1}{C_1C_2R_2R_3} + \frac{1}{C_1C_2R_1R_3} + \frac{1}{C_1C_2R_1R_2} \right) + \frac{1}{C_1C_2C_3R_1R_2R_3}} \quad (eq. 4)$$

E) Conversão analógico/digital

O conversor analógico-digital tem por função a conversão do sinal analógico, tratado no estágio de condicionamento, em uma representação digital. Para garantir uma boa representação do sinal analógico digitalmente, ou seja, com uma maior discriminação, é necessária maior quantidade de números de quantização. Tal nível de quantização é definido pela quantidade de bits do conversor (MANCINI, 2003).

2.4 Goniômetro

Por goniometria entende-se a mensuração da amplitude de movimento articular (ADM). Trata-se de uma técnica eficaz utilizada por terapeutas desde a década de 1920 para determinação da função morfológica da articulação, da cápsula e dos ligamentos, bem como músculos e tendões associados a articulação de interesse. Portanto, a avaliação

completa e eficiente é base para toda intervenção terapêutica, além de prevenir a incapacidade funcional, aperfeiçoar a função alterada e manter determinado nível de função (JOÃO, 2010; PALMER, 2000).

A movimentação dos membros do corpo é referenciada pelos três planos cartesianos que formam entre si ângulo um reto, conforme ilustrado pela figura 15 (NORKIN, 2004). As articulações podem ser classificadas quanto ao seu grau de liberdade de movimento. Caso o movimento se estabeleça em apenas um plano e em torno de um eixo, considera-se a articulação possui um grau de liberdade. Sendo de dois graus e em torno de dois eixos, denominada como dois graus de liberdade. O grau máximo que pode ocorrer em qualquer articulação anatômica é de três graus. As articulações apresentam um mecanismo fisiológico de proteção no extremo de sua amplitude terminal. Tal recurso proporciona uma maior movimentação ao fim da amplitude máxima (PALMER, 2000).

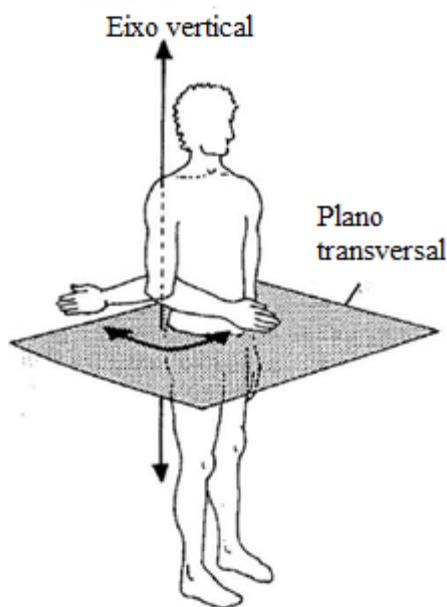


Figura 15. Amplitude de movimento do membro superior nos planos cartesianos.

Fonte: (NORKIN, 2004).

Os instrumentos utilizados para medir a ADM articular são chamados goniômetros. O dispositivo é, essencialmente, um transferidor com dois longos braços, sendo um braço considerado móvel e outro fixo. Existem variações do instrumento que se distinguem por sua aplicabilidade e articulação de interesse (JOÃO, 2010; PALMER, 2000).

Na prática clínica o instrumento mais utilizado para tal avaliação é o goniômetro universal que não sofrera modificações em mais de 30 anos. A ampla utilização se

justifica por se tratar de um dispositivo durável, lavável, de baixo custo, de fácil manuseio - aplicando-se a quase todas articulações -, e que apresenta uma confiabilidade de boa a excelente, sendo esse nível de eficácia ainda maior para os membros superiores (JOÃO, 2010; PALMER, 2000). O dispositivo, entretanto, apesar da eficácia na mensuração da amplitude articular, não possibilita a associação com demais equipamentos que permitam a amplificação de sua funcionalidade. Sendo assim, houve a necessidade de adaptá-lo as necessidades ressurgentes.

Avanços tecnológicos possibilitaram o surgimento dos eletrogoniômetros, desenvolvido em 1959 por Karpovich. O equipamento possui os dois ramos do dispositivo associados a um potenciômetro e então fixados aos segmentos corporais proximal e distal. O movimento dos braços ocasiona a variação da resistência do potenciômetro e este parâmetro é então associado a variação angular do membro. A descoberta conferiu maior eficiência, complexidade e precisão aos goniômetros (NORKIN, 2004; PALMER, 2000). Assim como os goniômetros universais, os eletrogoniômetros se constituem de dois braços, um fixo e outro móvel (RODRIGUES, 2010), em que o ponto de interseção das hastes deve coincidir com o eixo da articulação de interesse. A grande diferença entre o dispositivo tradicional e o contemporâneo, é que este último é instrumentalizado. Os eletrogoniômetros, normalmente podem ainda incorporar extensômetros e conceito de dinamometria isocinética (RODRIGUES, 2010).

Materiais e Métodos

Dentro da proposta foi realizada a projeção e desenvolvimento do dispositivo que envolve dois sistemas independentes entre si: eletromiógrafo e goniômetro. O eletromiógrafo objetiva a visualização atividade neuromuscular de interesse e o eletrogoniômetro possui o intuito de mensurar o ângulo articular em que se é registrada a contração muscular referente ao reflexo de estiramento tônico, como ilustra o diagrama mostrado na Figura 16.

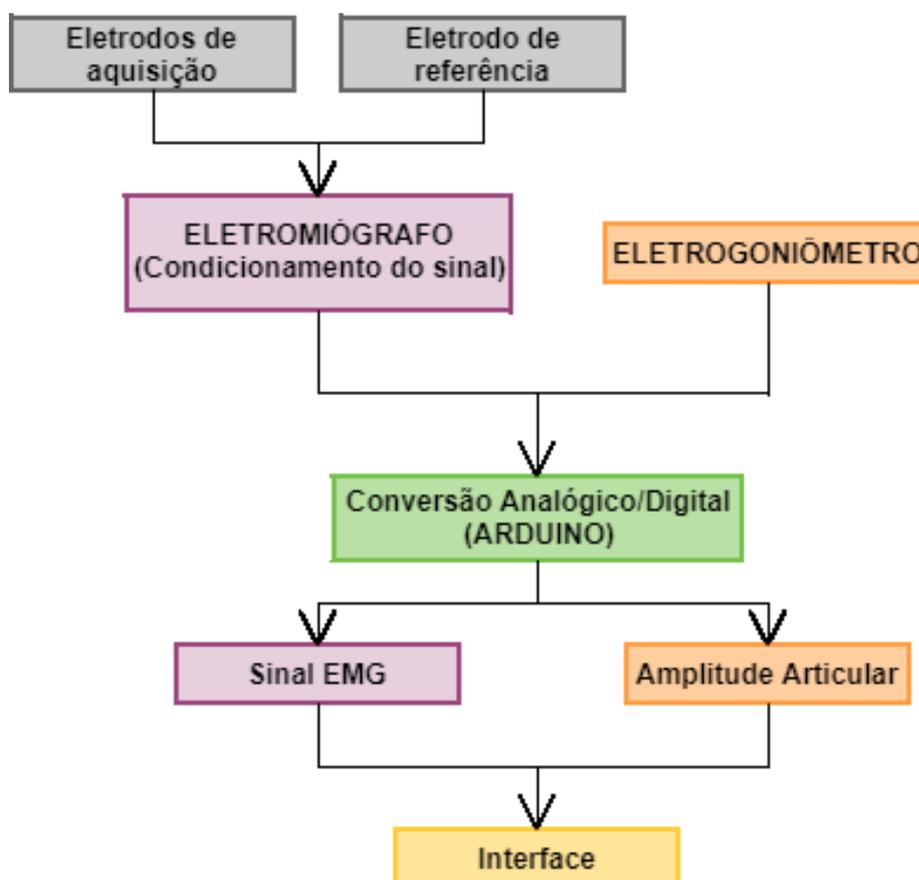


Figura 16. Diagrama de blocos simplificado do dispositivo desenvolvido.

Fonte: Autora

3.1 Eletromiógrafo

O Eletromiógrafo desenvolvido conta com três estágios: pré-condicionamento, circuito de alimentação e circuito de condicionamento, conforme Apêndice A.

3.1.1 Estágio de Pré-condicionamento

Assim como conceituado, foram utilizados dois eletrodos Cloreto de Prata (AgCl) descartáveis para obtenção do sinal, Figura 17. Usou-se ainda um eletrodo de referência para diferenciação dos eletrodos de aquisição, conforme Figura 9.



Figura 17. Eletrodos de aquisição de Cloreto de Prata descartáveis

Fonte: Autora

Para condução do sinal até a entrada do circuito de condicionamento, utilizou-se cabos com malha interna a fim de reduzir artefatos eletromagnéticos oriundos da rede elétrica, como mostra a Figura 18.



Figura 18. Cabos com malha interna para condução do sinal EMG até a entrada do circuito de condicionamento.

Fonte: Autora.

3.1.2 Fonte de Alimentação

Para alimentação dos circuitos do estágio de condicionamento, projetou-se um circuito retificador de tensão em 3,3Volts (V). A preferência pela tensão de 3,3V se deu de forma a garantir que o sinal a ser digitalizado seja compatível como o conversor A/D utilizado.

A fonte de alimentação por meio de bateria se faz necessária para reduzir artefatos de 60Hz, e suas frequências componentes, advindos da rede elétrica. Utilizou-se o regulador de tensão AMS1117-3.3 que tem por finalidade retificar a tensão fornecida pela bateria a 3,3V. A montagem do circuito de alimentação foi estabelecida conforme orientado pelo fabricante do regulador de tensão.

A fim de estabelecer uma tensão de referência, foi projetado um divisor de tensão utilizando-se resistores de mesmo valor de modo a garantir uma diferença de potencial simétrica entre o terra e a referência, bem como a referência e a tensão máxima. Anteriormente ao divisor de tensão utilizou-se um buffer visto que este replica a forma de onda em sua entrada. Entretanto, ao invés de a fonte suprir corrente para o circuito posterior, o que passa a fornecer energia é a própria alimentação do componente, ou seja, MCP 601. Sendo assim, o circuito de alimentação se dispôs conforme Figura 19.

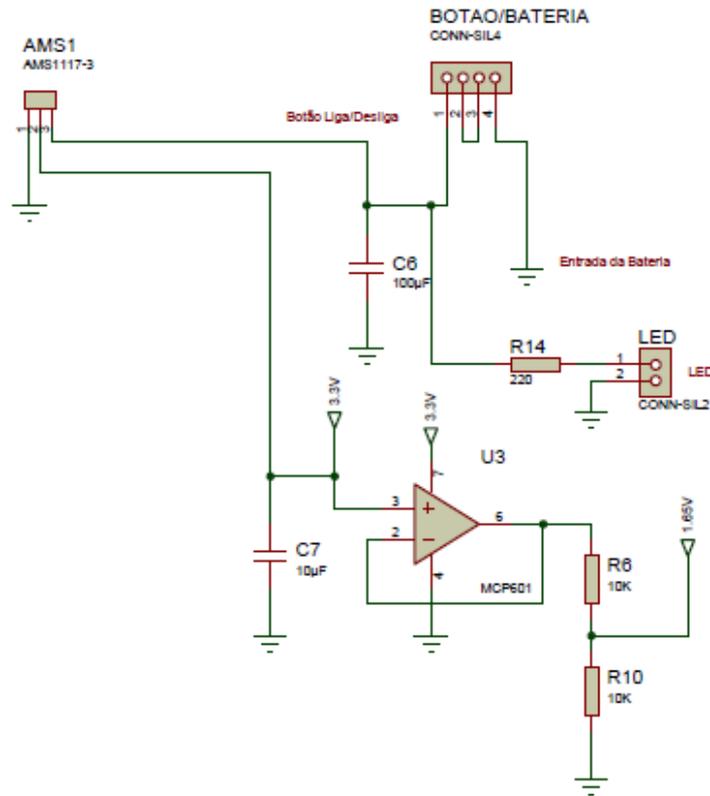


Figura 19. Estágio de Alimentação
Fonte: Autora

3.1.3 Estágio de Condicionamento

O circuito de condicionamento, como o próprio nome sugere, tem por finalidade tratar o biopotencial detectado tornando-o ideal para a conversão analógica-digital. Assim será obtida uma representação digital fidedigna ao que é captado na fonte.

3.1.3.1 Amplificador de instrumentação

O amplificador de instrumentação escolhido para este projeto foi o INA 333 da TEXAS INSTRUMENTS. O dispositivo é compatível com os critérios necessários para o tratamento do sinal desejado. O INA 333 apresenta RMCC de 100dB, ou seja, sinais comuns dos eletrodos de captura serão atenuados em cerca de 100.000 vezes. Sua impedância de entrada é da ordem de 100GΩ.

O ganho escolhido para esse estágio (G_{AI}) é 10, para que tal amplificação do sinal fosse possível, utilizou-se um resistor de 11kΩ, colocado entre os terminais 1 e 8

conforme recomendado pela TEXAS INSTRUMENT, fabricante do INA 333. A disposição dos componentes desse estágio é ilustrada na Figura 20.

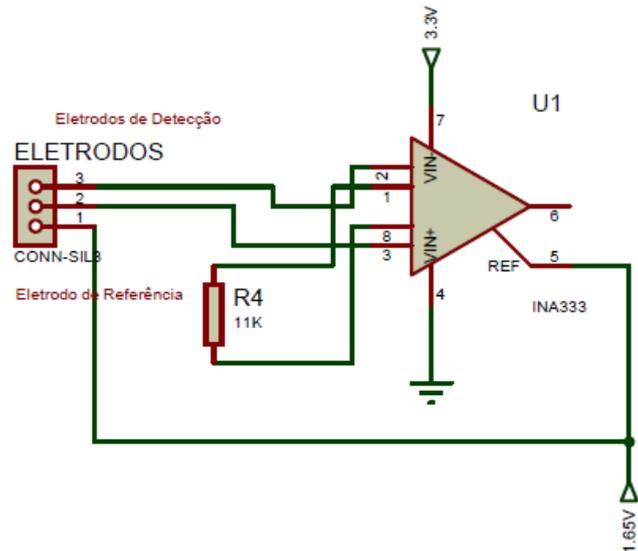


Figura 20. Disposição dos componentes no estágio de entrada do circuito de condicionamento do sinal mioelétrico.

Fonte: Autora

3.1.3.2 Filtro Passa-Alta Passivo

Como o sinal de interesse não apresenta espectro de frequência em nível DC, optou-se por utilizar um filtro passa-alta ativo para eliminação do mesmo. O filtro foi projetado de forma a obter uma frequência de corte de 0,102 Hz. Para cálculo dos valores dos componentes a serem utilizados, baseou-se na Equação 5 (MALVINO, 2005):

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \text{ (eq. 5)}$$

Após cálculo, aproximou-se os valores adquiridos dos componentes em valores comerciáveis. Assim, obteve-se os seguintes valores: um capacitor de 470 nF e resistência de 3,3 MΩ, ambos em SMD (*Surface Mount Device*). Desse modo, será garantido a passagem predominante de corrente pela resistência do filtro uma vez que a impedância de entrada do estágio seguinte é de 10 TΩ. A Figura 21 mostra esquematicamente o filtro passivo utilizado.

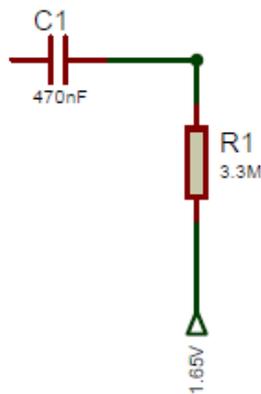


Figura 21. Filtro passivo Passa-alta.

Fonte: Autora

3.1.3.3 Amplificador de ganho de tensão

A escolha do MCP 601 na configuração não-inversora se deu com o objetivo de garantir o bom funcionamento do filtro Passa Alta Passivo, uma vez que ele requer uma alta impedância do estágio posterior. Portanto, como a impedância de entrada do MCP601 é de $10T\Omega$ (em malha aberta) o mesmo atende às necessidades do circuito. Ademais, o amplificador dispõe da característica *Rail-to-rail* que dispõe para Fundo de escala do sinal, sem saturações, a sua tensão de alimentação, que neste caso é de 3,3V.

As especificações do cálculo do ganho de tensão estabelecido nesse estágio podem ser verificadas no tópico seguinte. O ganho atribuído ao sinal não se restringirá somente a este estágio como será esclarecido posteriormente. A disposição dos componentes utilizados nesta etapa é ilustrada pela figura 22.

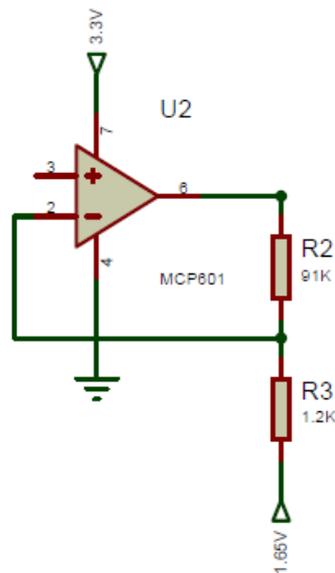


Figura 22. Estágio de ganho de tensão fixo.
Fonte: Autora

3.1.3.4 Estágio de ganho controlável

Este estágio foi projetado de modo a proporcionar maior autonomia ao profissional que manipulará o dispositivo, de forma a permitir-lhe a escolha de amplificação do sinal visualizado. Sendo assim é uma etapa opcional ao projeto de um eletromiógrafo.

Assim, utilizou-se o controlador de ganho LTC 6910-2 que irá conceder ao usuário a opção de ganho a ser dado ao sinal de forma digital.

O ganho inversor é ajustável usando uma entrada digital de 3bits para selecionar ganhos de 0, 1, 2, 4, 8, 16, 32 e 64V/V, conforme informado pelo fabricante. A opção pelo componente se deu por este apresentar a característica *Rail-to-Rail* conferindo o mesmo fundo de escala de sua alimentação (3,3V).

Sabendo-se que a média do sinal a ser captado é da ordem de 3mV e a alimentação do circuito é feita sob uma tensão máxima F_S de 3,3V e tensão de referência V_R de 1,65V, a amplificação máxima média é estabelecida da seguinte forma:

$$G_T = \frac{F_S - V_{REF}}{V_{PEMG}}$$

$$G_T = \frac{3,3V - 1,65V}{3mV}$$

$$G_T = 550$$

Portanto, tendo-se como valor médio de amplitude do sinal a tensão de 3mV temos que o ganho máximo a ser dado ao sinal, sem que haja saturação, é de 550. Entretanto, sabe-se que esta média não pode generalizar a característica do sinal a ser obtido, por isso optou-se pelo estágio de ganho controlável, para que a partir da interpretação do usuário se possa variar o ganho final a ser conferido ao sinal.

Sob tais circunstâncias e a partir dos valores comerciáveis e disponíveis de resistores, estabeleceu-se o ganho do estágio de amplificação com base na seguinte equação (MALVINO, 2005):

$$G_{AMP} = 1 + \frac{R_F}{R} \text{ (eq. 6)}$$

Sendo R_F de valor de $91K\Omega$ e $R = 2,2 K\Omega$, temos que:

$$G_{AMP} = 1 + \frac{91K\Omega}{2,2K\Omega}$$

Portanto,

$$G_{AMP} = 42,36$$

Sabendo-se que o ganho atribuído no estágio do amplificador de instrumentação é de $G_{AI}=10$ e que os ganhos dos filtros, passa alta (G_{FPA}) e passa baixa (G_{FPB}) ativos utilizados, são unitários, devido a realimentação, temos que o ganho fixo total é de:

$$G_{FIXO} = G_{AI} \times G_{AMP} \times G_{FPA} \times G_{FPB}$$

$$G_{FIXO} = 10 \times 42,36 \times 1 \times 1$$

$$G_{FIXO} = 423,6$$

A configuração dessa etapa é ilustrada pela figura 23.

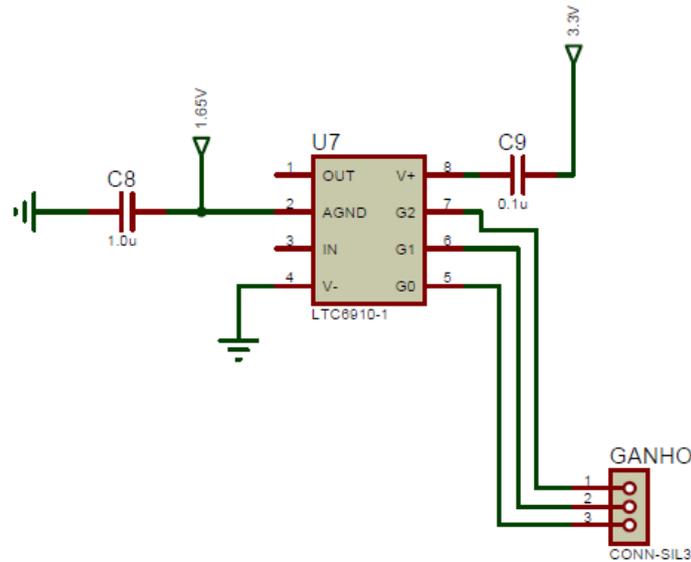


Figura 23. Estágio de ganho controlável.

Fonte: Autora

3.1.3.5 Filtro Passa-Alta Ativo

Para projeção do filtro foi escolhida a topologia Sallen-Key para configuração Butterworth de terceira ordem com ganho unitário para filtragem de componentes inferiores a frequência de interesse. A escolha se deu por esta disposição apresentar melhor desempenho para curva de resposta em frequência e por ter maior controle da curva de resposta em defasamento.

A frequência de corte escolhida foi de 20 Hz e o valor dos componentes utilizados foi calculado conforme equação 3 citada anteriormente. Fazendo-se substituições algébricas na função de transferência e baseado nos valores de componentes comerciáveis, obteve-se os seguintes componentes:

- 3 capacitores de 1 μF ;
- 1 resistor de 2,2k Ω ;
- 1 resistor de 5,76k Ω ;
- 1 resistor de 39,7k Ω ;
- MCP 601.

Os componentes utilizados são do tipo SMD e foram dispostos, conforme Figura 24.

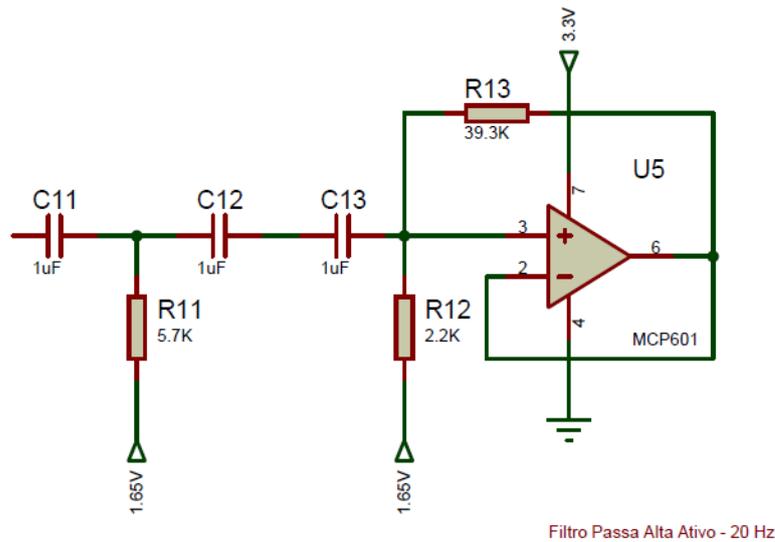


Figura 24. Filtro Passa-Alta ativo topologia Sallen-Key, Butterworth de terceira ordem projetado
 Fonte: Autora

3.1.3.6 Filtro Passa-Baixa Ativo (Filtro Anti-Aliasing)

Bem como no filtro passa-alta, definiu-se a topologia Sallen-Key para configuração Butterworth de terceira ordem com ganho unitário para filtragem de componentes de frequência acima da desejada.

A frequência de corte escolhida foi de 500 Hz e o valor dos componentes utilizados foi calculado conforme equação 4 citada anteriormente. Fazendo-se substituições algébricas na função de transferência e baseado nos valores de componentes comerciáveis, obteve-se os seguintes componentes:

- 3 resistores de 3,3k Ω ;
- 1 capacitor de 39pF;
- 1 capacitor de 270pF;
- 1 capacitor de 680pF;
- MCP 602.

Os componentes utilizados são do tipo SMD e foram dispostos, conforme Figura 25.

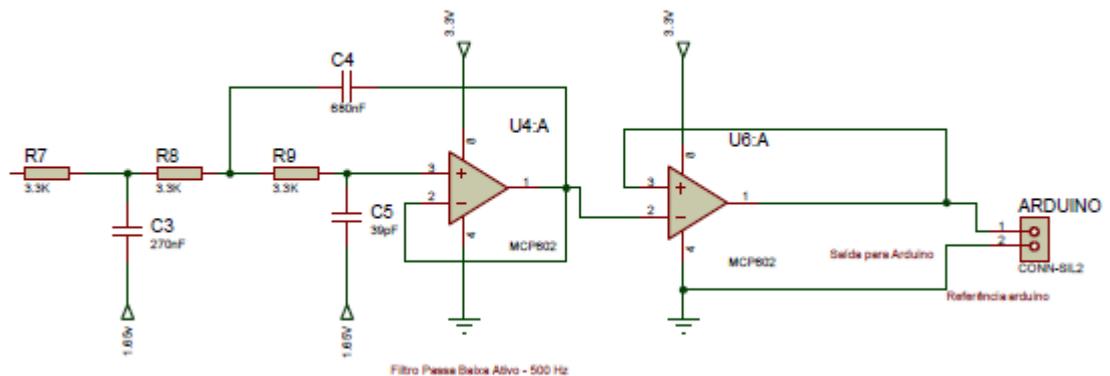


Figura 25. Filtro Passa-Baixa (Anti-aliasing) ativo topologia Sallen-Key, Butterworth de terceira ordem projetado

Fonte: Autora

A escolha pelo buffer na configuração inversora presente nessa etapa se deu em virtude de que o ganho atribuído no estágio de ganho controlável é negativo. Assim para que o sinal seja compatível ao original fez-se uso de nova inversão.

3.1.4 Conversão analógica/digital

O conversor A/D AT91SAM3X8E do Arduino Due utilizado neste trabalho possui 12bits, logo 4.096 níveis de quantização, o que garante que variações maiores que, aproximadamente, $732\mu\text{V}$ no sinal analógico sejam discriminadas.

O fundo de escala do AT91SAM3X8E é definido por sua alimentação, logo 3,3volts, com referência em 1,65volts. O ganho dado ao sinal é justificado para se adaptar ao fundo de escala do conversor, ou seja, o sinal deve ocupar ao máximo o fundo de escala do conversor.

Sendo assim, foi projetado um circuito de condicionamento do sinal Mielétrico por meio do programa PROTEUS 8 PROFESSIONAL v. 8.5 SP0 – Labcenter Eletronics (1989-2016), obtendo-se o layout apresentado no apêndice A. Vê-se dispostos conectores que visam estabelecer a comunicação com o Arduino no estágio de Ganho controlável, bem como para envio do sinal condicionado. Além disso são dispostas conexões para bateria externa para energização dos componentes, LED para indicação ON/OFF e ainda conector para chaveamento do circuito e ligar ou desliga-lo. Tem-se ainda representados todos os estágios de condicionamento já citados.

A placa foi impressa em metal e os furos presentes são metalizados.

3.2 Eletrogoniômetro

O eletromiógrafo projetado além de objetivar a mensuração da amplitude articular, visa o aspecto ergonômico para que a avaliação seja realizada preconizando o conforto do paciente. Em conversa informal com avaliadores, verificou-se que há um certo desconforto durante o exame, uma vez que grande parte dos dispositivos disponíveis no mercado para esse fim, comprime o membro, em análise, ao esse ser dobrado. Assim, a fim de retirar tal desconforto, projetou-se o eletrogoniômetro ilustrado na figura 26 e 27, nas vistas superior e lateral, respectivamente.

No intuito de obter a amplitude de movimento do braço utilizou-se um potenciômetro de $10k\Omega$ de modo a se ter maior resolução entre os ângulos. As hastes foram fabricadas em acrílico de 3mm de modo a conferir maior resistência ao dispositivo e, ao mesmo tempo, ter baixo custo. Foram projetadas aberturas para passagem de fitas destinadas a fixar o dispositivo ao braço do paciente. O desenho utilizado para fabricação do mesmo é.

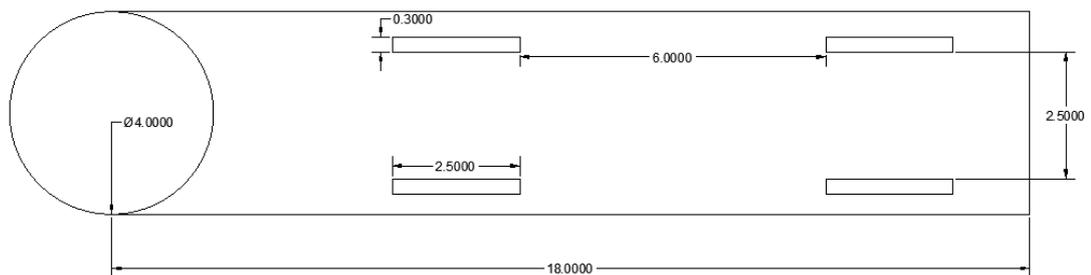


Figura 26. Vista superior do eletrogoniômetro projetado em acrílico.

Fonte: Autora

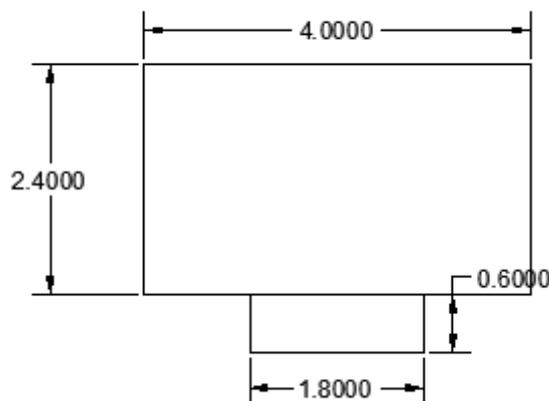


Figura 27. Vista lateral.

Fonte: Autora

A variação resistiva do potenciômetro pode ser mensurada por meio de um cabo do tipo P2, em que a terminação é conectada a um conector fêmea. Junto do conector de entrada haverá 3 vias que serão associadas a uma tensão de 0V, outra via a uma tensão de 5v e a terceira a um pino analógico do *Arduino*. O valor analógico resistivo do potenciômetro é, então, lido pelo *Arduino Due* em uma escala de 0 a 1023, já que a resolução do micro controlador para valores analógicos é de 10bits.

Ao girar o cursor do potenciômetro, fixado na haste móvel, altera-se a resistência entre as extremidades e o terminal central do reostato. A variação resistiva ocasiona, conseqüentemente, o valor de tensão do contato central, o que implica em alterações no valor analógico de entrada do *Arduino*. Assim, em uma das extremidades – quando o goniômetro está em 0°- lê-se 0V que equivale ao valor 0, na escala de 0 a 1023. Já no extremo contrário, em 180°, se terá 5V submetido ao pino analógico do *Arduino*, que associará esse valor como 1023. Em posições intermediárias do cursor, tem-se um valor entre 0 e 1023 proporcional à tensão elétrica aplicada a porta analógica do *Arduino*. A conversão do valor analógico lido em graus é realizada por meio da função map estabelecida em código no Ambiente de Desenvolvimento Integrado (*IDE*, do inglês *Integrated Development Environment*) do *Arduino*.

A fim de obter melhor visualização da variação angular do eletrogoniômetro, elaborou-se uma interface para plotagem do sinal adquirido. Realizou-se a comunicação serial entre a *Arduino* e a Visual Studio. No Visual Studio temos a linguagem de programação C# (pronunciado “C sharp”) projetada para criação de aplicativos executados no .NET Framework que consiste em common language runtime, que fornece gerenciamento de memória e outros serviços do sistema, além de uma biblioteca de classes abrangente.

Inicialmente, definimos a porta analógica do *Arduino*, em que se associará o potenciômetro do eletrogoniômetro, e o Baud Rate (taxa de bits por segundo que será transmitido pela porta serial) da comunicação entre as plataformas. O Baud Rate escolhido é de 9600bits/s.

A informação analógica lida no *Arduino* antes de ser enviada a plataforma do Visual Studio é convertida para graus. Para estabelecimento da conversão, como mencionado, utilizou-se a função map. Tal recurso permite o mapeamento de um intervalo numérico em outro que se deseja. Ou seja, uma escala que vai de um valor mínimo a um valor máximo, será remapeada em um novo valor mínimo e novo valor máximo, bem como os valores intermediários de modo proporcional e inteiro.

Resultados e Discussão

4.1 Eletromiógrafo

A impressão da placa do circuito eletrônico para condicionamento do sinal eletromiográfico foi realizada por terceiros. Após entrega foram realizados diversos testes com auxílio de um gerador de função, de modo a se introduzir no circuito um sinal conhecido, e um osciloscópio a fim de visualizar o sinal de saída do circuito de condicionamento. Verificou-se erros na disposição de componentes e alimentação dos mesmos que foram prontamente reparados, Figura 28.

Posteriormente foram realizados novos testes, atribuindo-se um sinal de entrada conhecido, uma senóide de aproximadamente 100Hz, como mostra a figura 29. Entretanto identificou-se um sinal impremeditado na tensão de referência (1,65V). O sinal desejado é de nível DC, no entanto, na entrada do circuito é observado um sinal periódico, como mostra a Figura 30, que compromete a alimentação dos componentes do circuito e, consequentemente, a obtenção de um sinal fidedigno ao original.

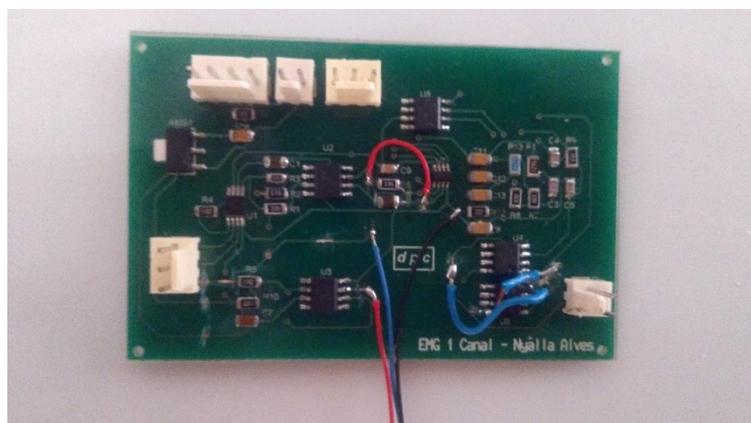


Figura 28. Placa eletrônica para condicionamento de sinal de EMG de um canal.

Fonte: Autora

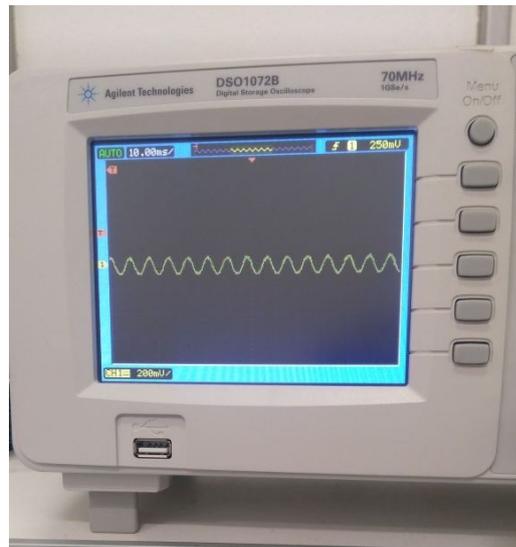


Figura 29. Sinal de entrada conhecido estabelecido por meio do gerador de funções.

Fonte: Autora.



Figura 30. Sinal captado na saída do estágio da fonte de alimentação.

Fonte: Autora

Foram realizados novamente todos os testes de continuidade entre os componentes, bem como foi revisada a alimentação de cada componente e não foram detectados erros. Optou-se então por alimentar o circuito com uma nova fonte de alimentação, entretanto os erros persistiram. As imagens 31 e 32 mostram, respectivamente, as tensões de saída do estágio do amplificador de instrumentação e estágio de ganho fixo. Pode ser observado na Figura 30 que há um ganho no sinal, quando

comparado ao sinal de entrada do estágio, entretanto, a senóide está distorcida quando comparada a de entrada mostrada na Figura 29.

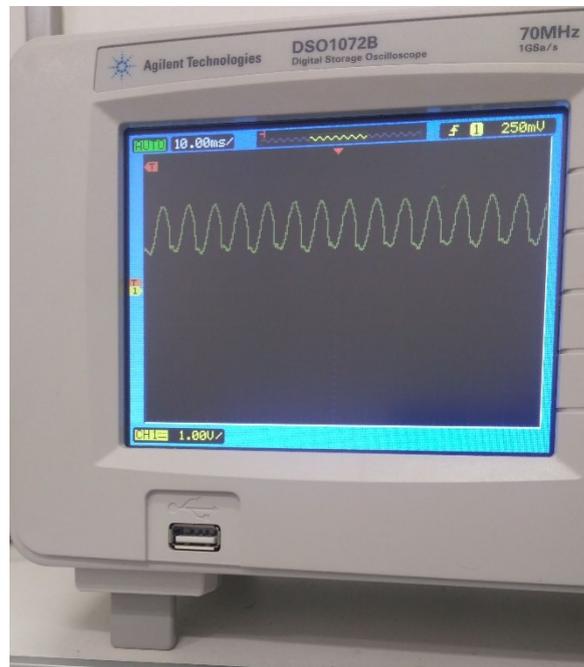


Figura 31. Tensão de saída do amplificador de instrumentação.

Fonte: Autora

Já na Figura 32, temos um sinal também amplificado conforme estabelecido, mas este está saturado em virtude de a tensão de referência não se comportar como projetado.



Figura 32. Tensão de saída adquirida no estágio de ganho fixo.

Fonte: Autora.

Como forma alternativa a aquisição do Eletromiógrafo, optou-se por projetar um novo circuito, mais simples, em uma placa de ensaio (protoboard), Figura 33. O circuito de condicionamento foi projetado de modo a obter um ganho de tensão fixo em 1.111 e com frequências de corte de 15Hz e 500Hz, para filtros passa-alta e passa-baixa, respectivamente, apêndice C.

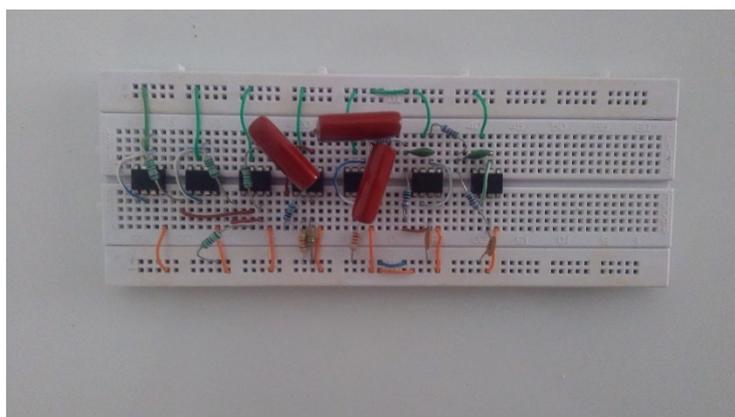


Figura 33. Circuito Alternativo estabelecido em placa de teste.

Fonte: Autora

O amplificador operacional escolhido foi o LM741 da TEXAS INSTRUMENTS por este possuir a performance necessária a aplicabilidade proposta, além de ser de fácil acesso. Diferentemente do amplificador de instrumentação INA 333, este amplificador operacional não possui a função de diferenciador interna, assim é necessário o uso de dois *buffers* para captura do sinal dos eletrodos e só então realizar a comparação entre os sinais de entrada.

Posteriormente ao amplificador de instrumentação, tem-se um filtro passivo para retirada do nível DC de frequência de corte em 0,1Hz, seguido por um estágio de ganho fixo e filtros ativos. Diversamente ao circuito inicial, nessa nova alternativa utilizou-se um filtro passa-alta de 2 polos e passa-baixa de 4 polos, uma vez que, por se tratarem de componentes de precisão inferior, a atenuação do sinal é feita com menor exatidão, o que pode atribuir deformações ao sinal de interesse em ambas as extremidades da banda de frequência.

Realizados os testes através do uso de gerador de função e osciloscópio, observou-se que o sinal de saída não apresentou conformidade com o esperado. Por se tratar de componentes de pouca exatidão qualquer alteração em termos de resistência resulta em não-conformidade no sinal, uma vez que o sinal mioelétrico é da escala de milivolts.

A motivação da distorção presente no nível DC da tensão de referência do projeto inicial não fora identificado. Sua origem pode ter diversas causas tais como:

- solda fria que acarreta em um mau contato do componente na placa eletrônica. Assim o componente não é bem fixado na placa ocasionando em defeitos intermitentes ou demais problemas de funcionamento;
- disfunção de componentes em virtude da elevada temperatura do ferro de solda e por estes serem sensíveis a grande aquecimento;
- erro na projeção de layout da placa eletrônica, havendo trilhas muito próximas o que pode criar efeitos capacitivos, por exemplo, acarretando na deformação do sinal de interesse;
- descargas eletrostáticas em que elevadas cargas de tensão são armazenadas no corpo e podem ser descarregadas na placa, despercebidamente, e provocar o comprometimento de Circuitos Integrado (CI's);
- má qualidade da placa utilizada, além do tratamento químico para confecção de trilhas;
- outros.

Por se tratar de componentes complexos e de alta sensibilidade, mais de um dos fatores citados podem corroborar para a característica anormal observada. Além disso, a amplitude do sinal mioelétrico é muito pequena se comparada a dos artefatos intrínsecos a captura, condução e/ou condicionamento do sinal. Assim perdas mínimas compromete de modo irrevogável o sinal final do condicionamento.

Além disso, o artefato observado compromete de forma acumulativa ao longo de todo o circuito, uma vez que em todas as etapas de condicionamento há componentes (resistores e capacitores) alimentados pela tensão de referência de 1,65V.

A fim de evitar as hipóteses acima citadas, que podem ter comprometido o bom funcionamento da placa, indica-se:

- soldar os componentes de modo a envolver os terminais dos componentes e se espalhar pela área cobreada da placa sem falhas. Além disso, deve certificar-se de que é suficiente a temperatura do ferro de solda para o derretimento completo da solda, bem como o tempo o necessário para o espalhamento da solda;
- certificar-se da qualidade da placa a ser utilizada e, ainda que a confecção das trilhas seja realizada por terceiros, soldar os componentes por etapas

de modo a testar, a cada componente soldado, seu comportamento. Assim a identificação dos erros será mais precisa e, conseqüentemente, mais factível o reparo de peças comprometidas;

- utilizar soquetes para alojar os CI's utilizados, assim, previne-se que o aquecimento excessivo desses componentes possa acarretar no comprometimento de sua função. Além disso, o uso dos soquetes facilita a troca, se necessária, das partes comprometidas;
- aumentar a largura das trilhas e o espaçamento entre elas de modo a evitar a influência uma sobre as outras;
- atentar-se ao aterramento elétrico para prevenção de pequenos choques e eletricidade estática em componentes de alta sensibilidade. Além disso, fazer uso de pulseira e embalagens antiestática, bem como evitar o contato direto com os componentes;
- contemplar as características dos componentes fornecidas pelos fabricantes.

4.2 Eletrogoniômetro

O eletrogoniômetro desenvolvido é mostrado na figura 34.



Figura 34. Eletrogoniômetro projetado.

Fonte: Autora

Realizada a conversão do valor analógico do potenciômetro, em graus, através da função *map*, observou-se uma discrepância entre o valor obtido e a real amplitude angular das hastes do eletrogoniômetro. A conversão se deu utilizando a escala original, ou seja, converteu-se os valores analógicos obtidos de 0 a 1023 para graus de 0° a 360°. Tal comparação foi realizada por meio do goniômetro universal da marca Carci, Figura 35.

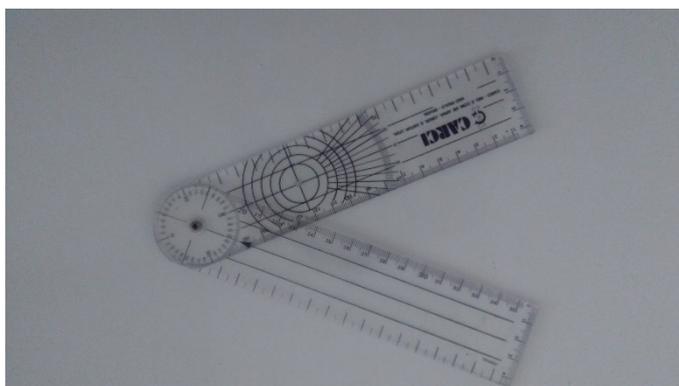


Figura 35. Goniômetro universal utilizado para comparação de amplitude angular e o valor mostrado pelo Arduino.

Fonte: Autora

A fim de tornar os valores obtidos mais exatos, propôs-se a definição de uma equação por meio de regressão linear. A equação foi obtida, comparando-se o valor analógico lido pelo Arduino, na escala de 0 a 1023, com a amplitude angular fornecida pelo goniômetro universal. Relacionados os valores obteve-se a tabela 1:

Tabela 1: tabela de comparação entre valores angulares fornecidos pelo goniômetro universal e valores lidos na porta analógica do Arduino

Amplitude angular	Valor analógico
0°	0
15°	0
30°	27
45°	118
60°	196
75°	278
90°	367
105°	453
120°	548
135°	645
150°	731
165°	818
180°	942

Por meio de regressão linear obteve-se a equação 7:

$$y(x) = 0,1714x + 24,341 \text{ (eq. 7)}$$

De modo a definir qual método é mais preciso na mensuração da amplitude angular, obteve-se o valor analógico lido pelo Arduino no valor máximo de interesse, 180°, e fez-se uma nova escala de conversão na qual os valores analógicos lidos variavam de 0 a 938 a serem convertidos para graus em um intervalo de 0° a 180°.

A comparação entre o valor de amplitude angular real e o valor obtido para cada um dos métodos, para 5 valores distintos, é mostrado pela tabela 2.

Tabela 2: Comparação entre os 3 métodos para conversão do valor analógico lido pelo Arduino e amplitude Angular equivalente utilizando Goniômetro Universal

Amplitude angular	Map original	Regressão linear	Map modificada
0	0	24	0
45	38	46	31
90	125	89	73
135	253	134	138
180	330	184	179

De modo a definir o melhor método, calculou-se a variância do erro para cada um dos métodos, conforme tabela 3.

Tabela 3: Variância do erro entre o valor real e o obtido para cada um dos métodos propostos

Amplitude angular	Map original	Regressão linear	Map modificada
0	0	-24	0
45	7	-1	14
90	-35	1	17
135	-118	1	-3
180	-150	-4	1
Variância	5043,7	112,3	81,7

Sabe-se que quanto maior a variância, mais distante da média estão os valores, pôde-se inferir que o método mais eficaz para conversão do valor analógico em amplitude angular é aquele obtido pela função *Map* do Arduino Modificada. Tal método foi então o utilizado para obtenção do valor da amplitude articular.

De outra parte, a discrepância entre o valor real da amplitude angular e o valor lido pelo Arduino, no eletrogoniômetro, pode ser atribuída a precisão do potenciômetro utilizado que é de 10%.

Além disso, apesar de o fabricante atestar quanto a linearidade do componente, a característica não pode ser totalmente confiada já que fatores ambientais tais como temperatura e umidade podem interferir nos valores obtidos, comprometendo a precisão dos valores obtidos. Assim, os dois métodos de conversão sugeridos, para obtenção de amplitude angular, seriam ineficazes já que ambos são realizados de modo linear.

A interface estabelecida para plotagem da amplitude angular é mostrada na Figura 36.

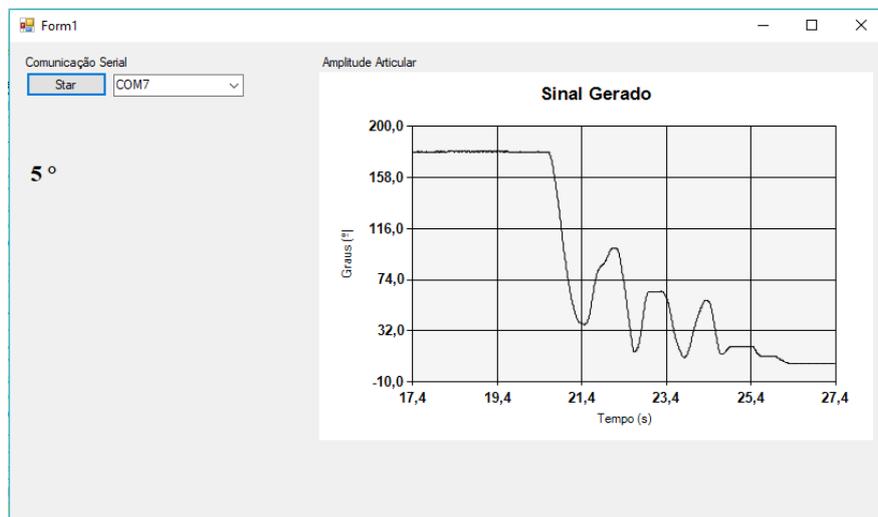


Figura 36. Interface obtida para estabelecimento da comunicação serial com o Arduino e plotagem da variação da amplitude angular.

Fonte: Autora

Conclusão

Este trabalho teve intuito de desenvolver um *hardware* dedicado a avaliação da espasticidade para a prática clínica, baseado no conceito de LRET. O desenvolvimento desse dispositivo é parte de um trabalho, originado em 2011, que progride até os dias de hoje, de forma a auxiliar o trabalho terapêutico para o exame da desordem neuro-motora. A motivação por tal área se originou da vontade de desenvolver algo que pudesse ajudar as pessoas que sofrem do distúrbio, tanto a nível de diagnóstico quanto para avaliação de eficácia do tratamento terapêutico administrado.

Dentro da proposta inicial, foram desenvolvidas as seguintes etapas:

- eletromiógrafo: conforme testes apresentados, desempenha as funções de condicionamento do sinal como ganho de tensão. Entretanto, apresenta uma anormalidade no nível DC, na tensão de referência do circuito, provocando distorções no sinal de interesse.
- eletrogoniômetro: para mensuração do movimento amplitude articular

As etapas aqui apresentadas são estágios iniciais de uma proposta que se estenderá a outros estudos. E, apesar das dificuldades aqui encontradas, os aprendizados serão considerados para continuidade do projeto.

Trabalhos Futuros

Conforme mencionado, o projeto aqui executado, trata-se de testes iniciais de um dispositivo que pretende dar suporte a prática clínica na avaliação da espasticidade. Existem trabalhos paralelos em andamento que visam o aperfeiçoamento desse dispositivo, bem como validá-lo para que seja aplicável. Assim, os aprendizados deste trabalho servirão de auxílio para os demais projetos. São necessários reparos na placa eletrônica do EMG de modo que a tensão de referência não apresente as anormalidades observadas, tais como:

- reavaliar o layout da placa proposto a fim de averiguar possíveis erros que possam interferir na tensão de referência;
- realizar a solda dos componentes e testar por partes cada estágio do circuito eletrônico de condicionamento do sinal;
- ao soldar atentar-se a temperatura e tempo de solda de modo a não comprometer a funcionalidade dos componentes utilizados, bem como as trilhas da placa;
- utilizar pulseiras antiestática ao manipular a placa e componentes, de modo a prevenir descargas estáticas que podem comprometer o circuito.

De outra parte para o eletrogoniômetro sugere-se utilizar um potenciômetro que possua características de variação de resistência mais linear que não comprometa a obtenção de pequenas amplitudes angular.

Referências

BASMAJIAN, J.V.; DeLUCA, C.J. (1985). “Muscle alive: Their Functions Revealed by Electromyography”. ISBN: O-683-00414-X. 5ª ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 561p.

BATISTA, LH et al. Avaliação da amplitude articular do joelho: correlação entre as medidas realizadas com o goniômetro universal e no dinamômetro isocinético. **Rev. bras. fisioter.**, São Carlos, v. 10, n. 2, p. 193-198, 2006.

BELTRAMINI, L.M. “Elementos de histologia e anátomo-fisiologia humana”. 1999

BIOMANIA. “Sistema Nervoso”. Disponível em: www.biomania.com.br/corpo_humano/nervoso.php, acesso em 18/11/2017.

CALOTA, A.; FELDMAN, A. G.; LEVIN, M. F. Spasticity measurement based on tonic stretch reflex threshold in stroke using a portable device. *Clinical neurophysiology*, v. 119, n. 10, p. 2329-2337, 2008.

CAPARELLI, T. B. Projeto e desenvolvimento de um sistema multicanal de biotelemetria para detecção de sinais ECG, EEG e EMG. Dissertação de Mestrado - Universidade Federal de Uberlândia, 2007.

CARTER, B.; BROWN, T.R. Handbook of operational amplifier applications – Texas Instruments. Disponível em: <http://www.ti.com/lit/an/sboa092b/sboa092b.pdf>. Acesso em: 30/10/2017.

CLAYTON, G.; WINTER, S. “Operacional amplifiers”, fifth edition. s.l.: Elsevier, 2003.

DuBOIS-REYMOND, F. (1849). “Untersuchngen ueber thierische elektricitact”. V.2, Berlin.

DE LUCA, C.J. Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. In: *IEE Trans. Biomedical Eng.*, 1979. v.26, n.6, 313-325.

DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. In: Journal of Applied Biomechanics. 1997, 13, 135-163.

DE LUCA, C.J. “Surface Eletromiography – Detection and Recording”. Disponível em https://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf acesso em 28/10/2017.

FAVIEIRO, G. W. Controle de uma prótese experimental do segmento mão-braço por sinais mioelétricos e redes neurais artificiais. Trabalho de diplomação - Escola de engenharia. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009.

FERREIRA J. F. Dispositivo mecatrônico para a quantificação da espasticidade. 2011. Dissertação de mestrado.

GUYTON, A. C. Tratado de Fisiologia Médica. Rio de Janeiro. Editora Guanabara Koogan S.A. 10ª ed., 2002.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. Tratado de Fisiologia Médica. 11 ed.: Tradução de Barbara de Alencar Martins... [et al.] Rio de Janeiro: Elsevier, 2006. 1115p.

HUDGINS, B.; PARKER, P.; SCOTT, R.N. A neural network classifier for multifunction myoelectric control. 1991. In: Proc. 13th Inter. Conf. IEEE/EMBS, Orlando, FL., v.13, n.3, 1454-1455.

HUDGINS, B.; PARKER, P.; SCOTT, R.N. A new strategy for multifunction myoelectric control. 1993. In: IEEE Trans. Biomedical Engineering, v.40, n.1, 82-94.

JOÃO, S. M. A. Avaliação Goniométrica no contexto do exame Fisioterapêutico. 2010. Disponível em https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/140717/mod_resource/content/1/Avalia%C3%A7%C3%A3o%20goniom%C3%A9trica.pdf acesso em 01/11/2017.

JUNQUEIRA, R.; RIBEIRO, A.; SCIANNI, A. Efeitos do fortalecimento muscular e sua relação com a atividade funcional e a espasticidade em indivíduos hemiparéticos. Rev Bras Fisioter, v. 8, n. 3, p. 247-52, 2004.

KIM K.S.; SEO J.H.; SONG C.G. Portable measurement system for the objective evaluation of the spasticity of hemiplegic patients based on the tonic stretch reflex threshold, *Med. Eng. Phys.* 33 (2011) 62–69. <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.09.002>.

KIPNIS N. (1987). Luigi Galvani and the debate on animal electricity, 1791–1800. *Annals of Science - ANN SCI.* 44. 107-142. 10.1080/00033798700200151.

KOVÁKS, Z.L. “O Cérebro e sua mente: uma introdução a Neurociência Computacional”. In: São Paulo, Edição acadêmica, p.215, 1997.

KUGELSTADT, T. Active filter design techniques, Op amp for everyone. s.l.: Elsevier, 2003.

LEVIN M.F. On the nature and measurement of spasticity. *Clinical Neurophysiology*, 2005. 116(8): p. 1754-1755.

LEVIN M.F.; FELDMAN A.G. The role of stretch reflex threshold regulation in normal and impaired motor control. *Brain Research* 1994;657(1):23–30

NORKIN, C. C.; WHITE, J. D. Measurement of joint motion, a guide to goniometry, third edition. s.l.: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2004.

MAHONEY J.S.; ENGEBRETSON J.C.; COOK K.F.; HART K.A.; ROBINSON-WHELEN S.; and SHERWOOD A.M. Spasticity Experience Domains in Persons With Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2007. **88**(3): p. 287-294.

MALVINO, A. P. *Eletronica – Vol. 1 e 2.* 4ª ed. São Paulo: Pearson. 2005

MANCINI, R. *Op Amps for everyone, design reference*, second edition. s.l.: Elsevier, 2003.

MARQUES, A. P. Manual de goniometria – 2. Ed. Barueri, SP: Manole, 2003. ISBN 85-204-1627-6

MARQUES, I. A. et al. Measurement of post-stroke spasticity based on tonic stretch reflex threshold: implications of stretch velocity for clinical practice. *Disability and Rehabilitation*, p. 1-7, 2017

MINAMOTO, V.B. Classificação e adaptações das fibras musculares: uma revisão. *Fisioterapia e Pesquisa*; 12(3): 50-5. 2005.

OPPENHEIM A.V.; SCHAFER R.W. *Discrete-Time Signal Processing*”, Prentice Hall, 1999.

ORTOLAN, R. L. Estudo e avaliação de técnicas de processamento do sinal mioelétrico para controle de sistemas de reabilitação. 2002. Dissertação de Mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

PALMER M. L. Fundamentos das técnicas de avaliação musculoesquelética. 2a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000

PERTENCE J. A. Eletrônica analógica: amplificadores operacionais e filtros ativos: teoria, projetos, aplicações e laboratório. Porto Alegre. Bookman, 2003: p. 170.

PICON, P. D.; BELTRAME, A. PORTARIA Nº 377, DE 10 DE NOVEMBRO DE 2009 - Protocolos clínicos e diretrizes terapêuticas. Brasília DF, 2002.

RODRIGUES, P. A. C. Sistema de monitorização de espasticidade. Dissertação de Mestrado - Escola de engenharia. Universidade do Minho, 2010.

SILVA, M.B.; SILVA, A.N.; MARTINS E.L.; PALOMARI E.T.; SOARES A.B. An improved approach for measuring the tonic stretch reflex response of spastic muscles. *Computers in Biology and Medicine*, 80, p. 166–174, 2017

SIMPSON D.M.; ALEXANDER D.N.; O'BRIEN C.F.; TAGLIATI M.; ASWAD A.S.; LEON J.M.; GIBSON J., MORDAUNT J.M.; and MONAGHAN E.P. Botulinum toxin type A in the treatment of upper extremity spasticity. *Neurology*, 1996. 46(5): p. 1306.

STEPHEN L.; KRUSE, J. "Biopotential Electrode Sensors in ECG/EEG/EMG System." s.l. : Analog Devices, 2008.

SULEK, K. Nobel prize for Joseph Erlanger and Herbert S. Gasser in 1944 for the discovery of high differentiation of the functions of various nerve fibres, 21 (14): 1273-74. 1968

TANEDA M, POMPEU J.E. Fisiologia e importância do órgão tendinoso de Golgi no controle motor normal. *Rev Neurocienc* 2006; 14(1):037-042.

TEIVE, H. A.; ZONTA, M.; KUMAGAI, Y. Treatment of spasticity: an update. *Arquivos de neuro-psiquiatria*, v. 56, n. 4, p. 852-858, 1998.

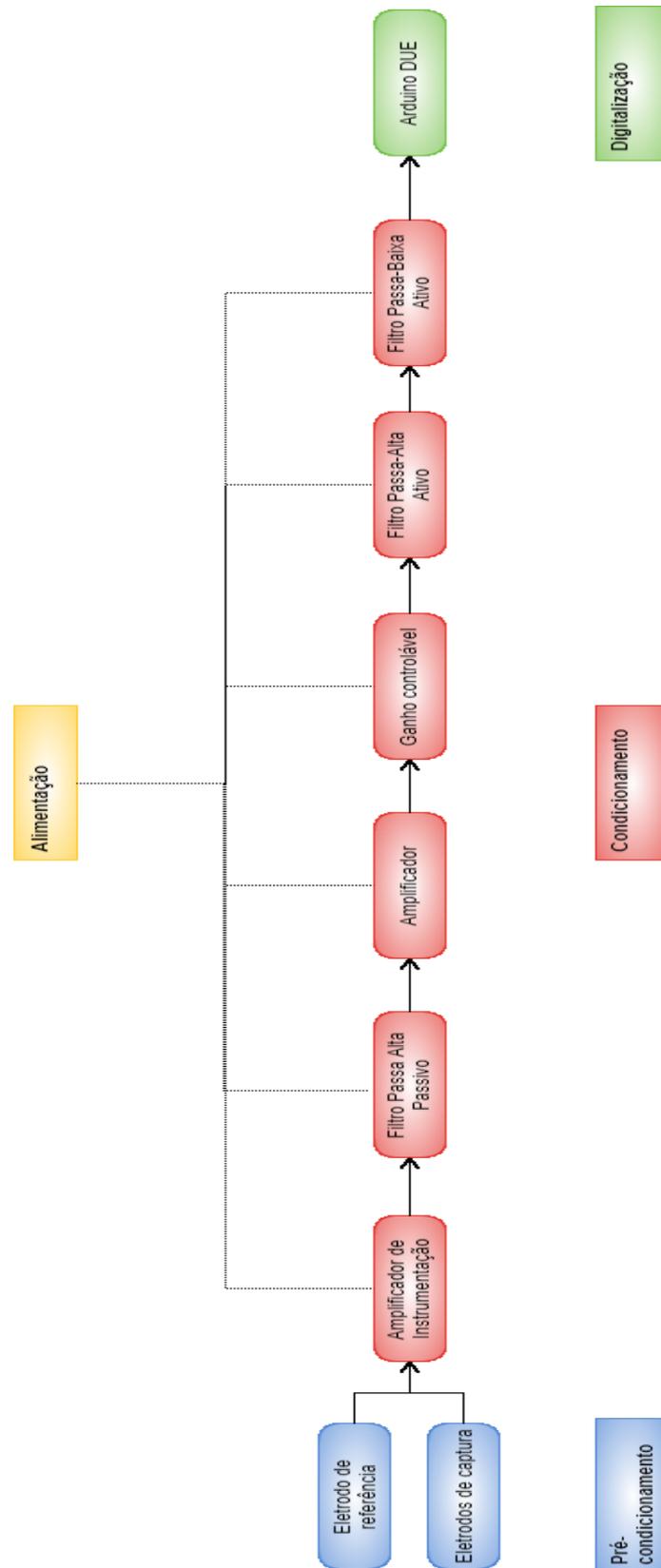
VIEIRA D.; SILVA M.B.; MELO M.C. et al. Effect of myofeedback on the threshold of the stretch reflex response of poststroke spastic patients. *Disabil Rehabil*. 2016; 39:1–10.

WEBSTER, J. W, editor: contributing authors, CLARK JR J.W.... (*et al*) *Medical Instrumentation: Application and Design*. – 4th ed.

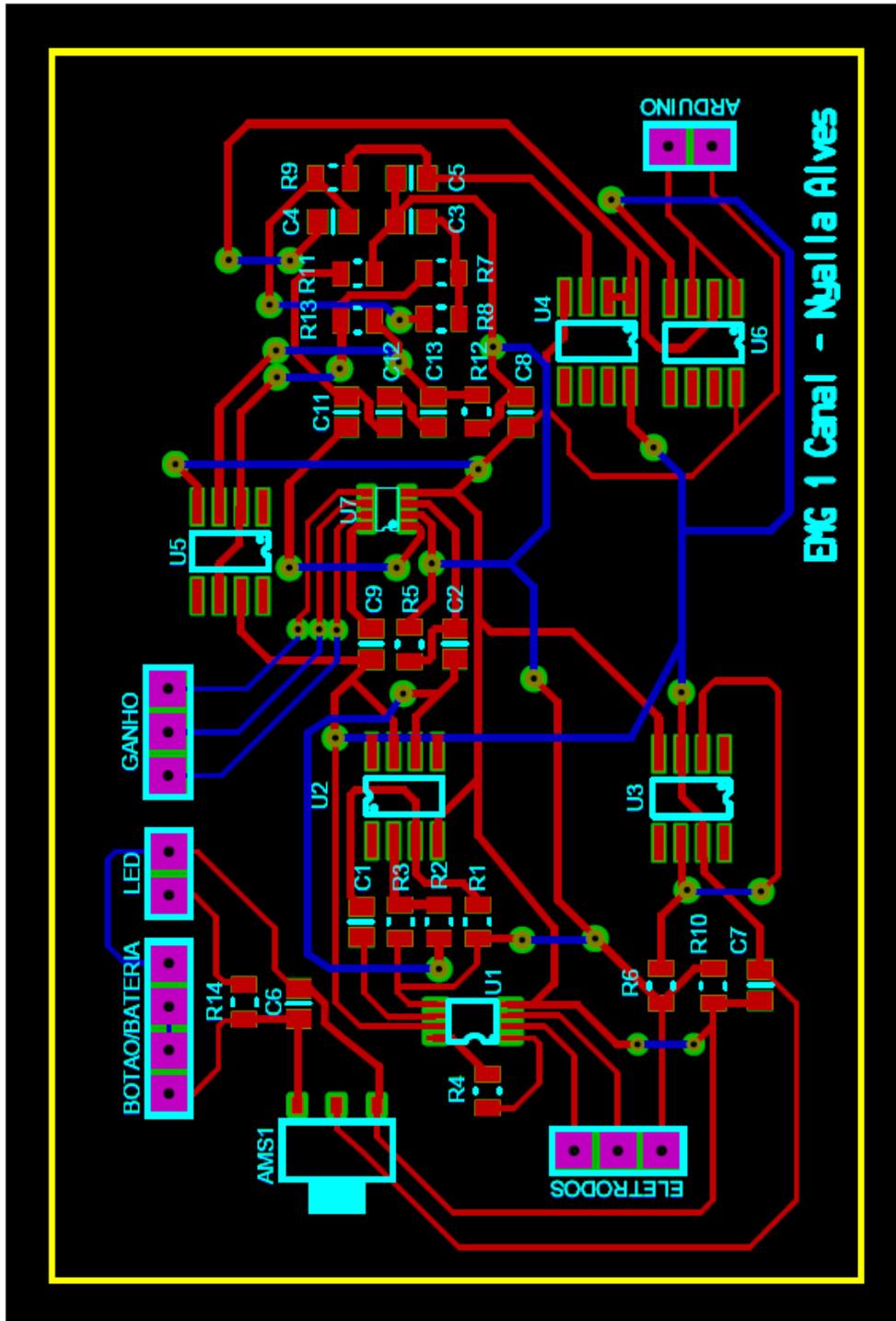
WILLIAMS, A. B., *Electronic filter design handbook*. s.l.: McGraw-Hill, 2006.

WISSEL J.; MÜLLER J.; DRESSNANDT J.; HEINEN F.; NAUMANN M.; TOPKA H.; and POEWE W. Management of Spasticity Associated Pain with Botulinum Toxin A. *Journal of Pain and Symptom Management*, 2000. 20(1): p. 44-49.

APÊNDICE A – Diagrama de etapas do eletromiógrafo



APÊNDICE B – Layout da placa impressa



APÊNDICE C – Circuito alternativo em placa de teste

